Aus der Poliklinik und Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Westdeutschen Kieferklinik der Universität Düsseldorf
Abteilung für zahnärztliche Prothetik und Defektprothetik
Direktor: Prof. Dr. Franz Schübel

ENTWICKLUNG EINER KLINISCHEN PRÜFUNG DES RANDBRUCHVERHALTENS VON AMALGAMFÜLLUNGEN IN PROTHESENZÄHNEN

Dissertation
zur
Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

Der Medizinischen Fakultät der
Universität Düsseldorf vorgelegt

von

FRED SCHUBERT
CHRISTIAN CLAJUS

1983

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543926_0026

Aus der Poliklinik und Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Westdeutschen Kieferklinik der Universität Düsseldorf
Abteilung für zahnärztliche Prothetik und Defektprothetik
Direktor: Prof. Dr. Franz Schübel

Entwicklung einer klinischen Prüfung des Randbruchverhaltens von Amalgamfüllungen in Prothesenzähnen

D i s s e r t a t i o n
zur
Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

Der Medizinischen Fakultät der
Universität Düsseldorf vorgelegt

von

Fred Schubert
Christian Clajus

1983

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

Der Dekan
der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

gez. Prof. Dr. Brüster

Referent
gez. Prof. Dr. Rehberg

Korreferent
gez. Prof. Dr. Böttger

Unseren Eltern

Christian Clajus
Fred Schubert

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung

1.1 Problematik werkstoffkundlicher Prüfungen von Amalgamen

1.2 Ziel der Arbeit

2 Amalgame

2.1 Werkstoffkundliche Aspekte

2.1.1 Metallographie des Alloy

2.1.2 Abbinden des Amalgams

2.1.3 Hochkupferhaltige Legierungen

2.2 Anforderungen an Amalgame

2.2.1 Allgemeine Anforderungen

2.2.2 Untersuchungen im Labor

2.2.3 Untersuchungen am Patienten

2.3 Korrosion

2.4 Randbruch von Amalgam

2.4.1 Ursachen

2.4.2 Das Verhalten der γ_2-freien Amalgame

2.4.3 Die Probleme der Forschung

3 Vorversuche

3.1 Grundlagen der Kavitätenpräparation

3.2 Präparationstechnik für Kavitäten in Kunststoff- und Keramikzähnen

3.3 Amalgamtechnik

3.4 Politur

4 Klinischer Versuchsteil

4.1 Methodik und Materialien

4.2 Versuchsablauf

5 Auswertung

5.1 Methodik und Materialien

5.1.1 Makroskopische Kontrolle der Füllungen

5.1.2 Mikroskopische Kontrolle der Füllungen

5.1.3 Bewertung der Güte des Randschlusses der Füllungen anhand von Fotografien

5.1.4 Durchsägen der Prothesenzähne

5.1.5 Untersuchung der durchgesägten Zähne

5.2 Ergebnisse

5.2.1 Ergebnisse der makroskopischen Kontrolle der Füllungen

5.2.2 Ergebnisse der mikroskopischen Kontrolle der Füllungen

5.2.3 Ergebnisse der fotografischen Auswertung der Füllungen nach sechs Monaten

5.2.4 Ergebnisse der elektronenmikroskopischen Untersuchungen

6 Diskussion

7 Zusammenfassung

8 Anhang

9 Literaturverzeichnis

1 Einleitung

1.1 Problematik werkstoffkundlicher Prüfungen von Amalgamen

Der ständige Fluß in der Entwicklung und Verbesserung qualitativ hochwertiger zahnärztlicher Werkstoffe verlangt entsprechend exakte, standardisierte Prüfverfahren.

Wichtige Kriterien einer werkstoffkundlichen Prüfung sind einwandfreie Meßbarkeit und Reproduzierbarkeit, um vergleichende Untersuchungen vornehmen zu können (Eichner 1981). Standardisierte, genau beschriebene werkstoffkundliche Prüfungen findet man in Prüfnormen nationaler und internationaler Gremien. So wünschenswert klinisch relevante Prüfungen sind, so stützen sich Normen nur auf die bis dahin bekannten meßbaren Fakten (Eichner 1981). Sie bevorzugen daher Labortests, die meist auch praktikabler als klinische Tests sind (Eichner und Viohl, 1971; Viohl 1971). Aus Laborprüfungen und klinischen Erfahrungen muß sich ein steter Erkenntnisaustausch und eine Diskussion über die Prüfnormen ergeben, um zu deren Weiterentwicklung zu führen (Rehberg 1967, 1969; Eichner und Viohl, 1971).

In den letzten Jahren sind nun eine Reihe neuer und verbesserter Amalgame entwickelt worden. Diese Werkstoffe sind zunächst den in Normen oder - entsprechend dem angelsächsischem Ausdruck - in Spezifikationen vorgeschriebenen Versuchen unterzogen worden. Dabei werden lediglich physikalische Eigenschaften überprüft, wenn die chemische Zusammensetzung der Spezifikation entspricht (FDI-Spezifikation Nr. 1 und 2, 1957; ISO-Norm 1559/1970, ISO-Norm 1559/1978; DIN 13904 Teil 1, 1981). Nur bei Abweichungen in der chemischen Zusammensetzung werden vom Hersteller klinische und biologische Untersuchungsergebnisse verlangt.

In Zukunft werden aber biologisch-toxikologische Untersuchungen bei neuen Füllungsmaterialien notwendig werden. Das Arzneimittelgesetz vom 24. August 1976 enthält nämlich eine Reihe von Vorschriften, die bei Herstellung und Abgabe von Füllungsmaterialien zu beachten sind:

- Arzneimittelbegriff (§ 2)
- Herstellung von Arzneimitteln (§§ 13 - 20), hier besonders: Herstellungserlaubnis (§ 13)
- Zulassung der Arzneimittel (§§ 21 - 37), hier besonders: Arzneimittelprüfrichtlinien (§ 26)
- Schutz des Menschen bei der klinischen Prüfung (§§ 40 - 42)

Dabei ist zuerst zu prüfen, ob Füllungsmaterialien zu den Arzneimitteln im Sinne von § 2 rechnen. Nach § 2 Abs. 1 sind Arzneimittel "Stoffe und Zubereitungen aus Stoffen, die dazu bestimmt sind, durch Anwendung am oder im menschlichen ... Körper

1. Krankheiten, Leiden, Körperschäden oder krankhafte Beschwerden zu heilen, zu lindern, zu verhüten oder zu erkennen,

.
.
.

5. die Beschaffenheit, den Zustand oder die Funktion des Körpers... zu beeinflussen."

Nach § 2 Abs. 2 gelten als Arzneimittel:

"1. Gegenstände, die ein Arzneimittel nach Abs. 1 enthalten... und die dazu bestimmt sind, dauernd oder vorübergehend mit dem menschlichen ... Körper in Berührung gebracht zu werden,

2. Gegenstände, die ohne Gegenstände nach Nummer 1 zu sein, dazu bestimmt sind, zu den in Abs. 1 Nr. ... 5 bezeichneten Zwecken in den menschlichen... Körper dauernd oder vorübergehend eingebracht zu werden, ..."

Auf die Zahnheilkunde und ihre speziellen Präparate wird zwar nicht besonders hingewiesen, in amtlichen Stellungnahmen und Kommentaren wird jedoch die Meinung vertreten, daß auch diese Präparate unter § 2 fallen (Sander et al., 1978). Amalgame sind dabei ausdrücklich genannt.

In diesem Gesetz werden auch klinische Untersuchungen am Patienten gefordert. Klinische Untersuchungen sind schon allein deshalb unabdingbar, weil die Mundsituation nur schwer und höchstens bruchstückhaft im Laborversuch zu imitieren ist. In der Mundhöhle unterliegen die Werkstoffe nicht nur ständig sich ändernden mechanischen Belastungen bei Okklusion und Artikulation, sondern auch starken Temperaturschwankungen bei der Nahrungsaufnahme, pH-Verschiebungen durch Nahrungsmittel und Mikroorganismen und vielfältigen chemisch-physikalischen Einwirkungen von Stoffwechselprodukten.

Wie jeder in-vivo-Versuch bereitet jedoch die Testung von Füllungsmaterialien in den natürlichen Zähnen des Patienten Schwierigkeiten. Durch die individuellen Gegebenheiten ist eine Standardisierung unmöglich. Nach Letzel et al. (1978) sind für das bloße Auge erst nach ein bis zwei Jahren Veränderungen am Füllungsrand sichtbar. Der lange Zeitraum macht die Ergebnisse von Mitarbeit und Motivation des Patienten abhängig und führt zu Recall-Problemen. Weiterhin sind im Interesse des Patienten die Untersuchungsmöglichkeiten eingeschränkt. Beispielsweise ist es nicht möglich, Vorgänge im Spalt zwischen Kavität und Füllung genauer zu untersuchen, weil dies mit einer Zerstörung des Zahnes verbunden wäre.

Ideal wäre es, Füllungen in Zähne zu legen, die ohnehin nach einer bestimmten Zeit extrahiert werden sollen. Hierfür kämen in erster Linie Weisheitszähne und aus kieferorthopädischen Gründen zu extrahierende Praemolaren in Frage. Diese Zähne sollten möglichst gesund sein, damit man sich bei der Kavitätenpräparation nicht nach Form und Größe des kariösen Defektes zu richten braucht. Das Problem liegt in der eingeschränkten Zahl dieser Fälle und in der Schwierigkeit, die Patienten für einen derartigen Versuch zu gewinnen.

Eine Lösung dieser Problematik besteht darin, Füllungen in künstlichen herausnehmbaren Zahnersatz zu legen. In erster Linie kommen hierfür Vollprothesen in Betracht. Ohne den klinischen Bezug (Mundmilieu, Kaufunktion) außer acht zu lassen, sind die Untersuchungsmöglichkeiten durch die leichte Zugänglichkeit der Füllungen zu jeder Zeit wesentlich erweitert und erleichtert.

Das Verhalten der Füllungen kann jederzeit direkt unter dem Mikroskop kontrolliert und beurteilt werden. Die mit den Prüfpräparaten gefüllten Zähne können am Ende der Untersuchung aus der Prothese entfernt werden, um die gesamte Füllung zu untersuchen. Nach dem Durchsägen des Zahnes ist sogar das Innere der Füllung dem Auge des Untersuchenden zugänglich. Durch anschließende mikroskopische Untersuchungen können bereits Veränderungen im Mikrobereich frühzeitig erkannt werden.

Während man sich bei der Behandlung kariöser Defekte in natürlichen Zähnen auf nur wenige Füllungen pro Patient und Sitzung beschränken muß, ist die Anzahl der Füllungen, die in eine Prothese gelegt werden können, um ein Vielfaches höher. Eine Prüfung von Füllungsmaterialien kann statistisch vorbereitet und standardisiert werden.

Nicht zuletzt ist es auch ein großer Vorteil, daß durch diese Art des Vorgehens eine eventuelle Gefährdung der Pulpa von menschlichen Zähnen ausgeschlossen ist.

In einer in Skandinavien durchgeführten Arbeit (Forsten und Kallio, 1976) wurden bei zehn Patienten Amalgamfüllungen in Vollprothesen gelegt. Ziel der Arbeit war es, festzustellen, ob ein Zusammenhang zwischen den Creep-Werten der verwendeten drei Amalgame und ihrem Randbruchverhalten besteht. Um den Randbruch zu beschleunigen, wurden die Füllungskanten in einem Winkel von 45° gestaltet und nicht, wie sonst gefordert (Jørgensen 1977; Gainsford 1983) annähernd rechtwinklig. Bereits nach einem halben Jahr wiesen die Füllungen große marginale Defekte auf.

In einer anderen an der Universität Düsseldorf durchgeführten Arbeit (Benedix und Bock, 1982) wurden acht Zähne einer OK-UK-Vollprothese mit okklusalen Amalgamfüllungen versehen. Nach dem Finieren der Füllungen und sorgfältiger Politur wurden die Zähne fotografiert und die Prothesen eingegliedert. Nach einer Tragezeit von einem halben Jahr wurden die mit Füllungen versehenen Zähne ausgewechselt und die Füllungen erneut fotografiert und mikroskopisch untersucht. Alle Füllungen hatten ihren Glanz verloren und wiesen starke Randbrüche auf.

Schwierigkeiten in der Auswertung ergaben sich jedoch dadurch, daß man den Einfluß der verwendeten Kunststoffzähne auf die Ergebnisse nicht klar bestimmen konnte. Das Formverhalten der Kunststoffzähne unter dem Kaudruck und die Formveränderungen des Kunststoffs bei Temperaturveränderungen und Feuchtigkeitsaufnahme stellen nur schwer einzuschätzende Einflußfaktoren dar. Das Verhalten des Amalgams, insbesondere in den Randzonen der Füllungen, könnte aber dadurch entscheidend beeinflußt werden.

1.2 Ziel der Arbeit

In der hier vorliegenden Arbeit sollte eine klinische Prüfung des Randbruchverhaltens von Amalgamfüllungen in Prothesenzähnen entwickelt werden, welche den Einfluß der Materialeigenschaften des Amalgams auf den Randschluß der Füllung vom Einfluß des Prothesenzahnes unterscheidet.

Dieses erkenntnistheoretisch sicherlich interessante Problem läßt sich nicht direkt lösen. Legt man aber Amalgamfüllungen in Prothesenzähne aus verschiedenen Materialien und untersucht das Randbruchverhalten auf systematische, vom Zahnmaterial abhängige Unterschiede, so erlaubt dies zumindest indirekt Rückschlüsse zur Unterscheidung des Einflusses des Prothesenzahnes vom Einfluß der Amalgamfüllung auf den Randschluß. Ideal wäre ein Prothesenzahnmaterial, welches exakt die gleichen physikalischen und chemischen Eigenschaften hat wie der natürliche Zahn. Ein derartiges Material gibt es aber nicht.

Die für die Prothesen verwendeten künstlichen Zähne bestehen entweder aus keramischen Massen oder aus Kunststoff (Marxkors und Meiners, 1978). Die Kunststoffzähne bestehen aus Acrylaten. Vergleicht man einige physikalisch-technische Eigenschaften von Acrylaten und keramischen Massen mit denen von Schmelz, Dentin und Amalgam, so erkennt man, daß sich keramische Massen und Schmelz recht ähnlich verhalten, während Acrylate deutlich unterschiedliche Werte aufweisen (Tabelle 1, Seite 6).

Die in dieser Tabelle aufgeführten Eigenschaftswerte sind Richtwerte, die vor allem eine Vorstellung über die Größenordnung vermitteln und einen Vergleich ermöglichen sollen (Marxkors und Meiners, 1978). Diese Werte sind nicht an Prothesenzähnen ermittelt worden.

Tabelle 1: Physikalisch-technische Werte von Methylmethacrylat (Basismaterial), Keramik, Schmelz, Dentin und Amalgam (nach Marxkors und Meiners, 1978)

	Methylmethacrylat (Basismaterial)	Keramik	Schmelz	Dentin	Amalgam
Linearer thermischer Ausdehnungskoeffizient $10^{-6}/\,^{\circ}C$	81	11 - 14	11	8	22 - 28
Wärmeleitfähigkeit[1] W/mK	0,2 - 0,3	1,0	0,9	0,6	23
Elastizitätsmodul N/mm^2	2.200	70.000 - 130.000	50.000 - 85.000	15.000 - 20.000	14.000
Druckfestigkeit N/mm^2	60 - 100[2]	350 - 550	100 - 400	200 - 350	300 - 430
Brinellhärte H_B N/mm^2	160 - 220	bis zu 4.000	3.000 - 3.500	600 - 700	900

1) Diese Zahl besagt, wieviel Wärme in Joule pro Sekunde (Joule/sec = Watt) bei einem Temperaturgefälle von 1 Kelvin pro Meter (K/m) durch den Querschnitt von 1 m^2 fließt: $\frac{\text{Watt} \cdot \text{m}}{m^2 \cdot K} = \text{W/mK}$

2) Angabe für Methylmethacrylat (Füllungsmaterial)

Eichner (1981) gibt speziell für Zahnmaterialien Werte für das spezifische Gewicht an. Bei den Komponenten des Kunststoffes künstlicher Zähne beträgt das spezifische Gewicht für Monomer 0,935 p/cm^3 und für Polymer 1,18 p/cm^3. Der keramische Zahn ist etwa doppelt so schwer (2,33 p/cm^3) und liegt somit dem Schmelz (2,30 p/cm^3) und dem Dentin (2,14 p/cm^3) sehr nahe.

All die eben zitierten Werte legen die Vermutung nahe, daß Keramikzähne das Verhalten natürlicher Zähne deutlich besser nachahmen können als Kunststoffzähne. Eichner (1981) weist noch auf eine Flüssigkeitsaufnahme als nachteiligste Eigenschaft von Kunststoff auf. Nach Marxkors und Meiners (1978) nehmen Acrylate bis zu 2 Gew.% Wasser unter Quellung auf. Pohling (1965) ermittelte Werte für die Flüssigkeitsaufnahme von Kunststoffzähnen und Kronen- und Brückenwerkstoffe bei Lagerung in künstlichem Speichel ohne Fermentanteile nach Calberla (Zusammensetzung siehe Eichner 1981) bei 37 °C. Die Prüfkörper wurden täglich einmal bewegt und die Zunahme in Gew.% angegeben (Tabelle 2).

Tabelle 2: Flüssigkeitsaufnahme von Kunststoffzähnen, Kronen- und Brückenwerkstoff, Lagerung in Calberla-Lösung bei 37 °C

Werkstoff	Gewichtszunahme nach 4 Tagen in %	Gewichtszunahme nach 15 Tagen in %
Kunststoffzähne Mittel von 13 Sorten	0,60	1,00
Naßpolymerisat	1,02	1,42
Autopolymerisat	1,02	1,64

Bei Keramikzähnen ist in der Literatur kein Fall von Flüssigkeitsaufnahme bekannt.

Aufgrund der geschilderten physikalisch-technischen Eigenschaften der Zahnmaterialien wurde beschlossen, in dieser Arbeit Amalgamfüllungen sowohl in Kunststoffzähne als auch in Keramikzähne zu legen. Insbesondere sollte dabei auf Unterschiede im Randbruchverhalten zwischen Füllungen bei Kunststoffzähnen und Keramikzähnen geachtet werden.

Um diese Prüfung zu verwirklichen, mußte allerdings erst ein Verfahren entwickelt werden, Amalgamfüllungen in Keramikzähne zu legen. Benedix und Bock (1982) zeigten bereits, daß sich vielfältige Probleme bei diesem Vorhaben insbesondere bei der Bearbeitung des Füllungsrandes ergeben. Aus diesem Grunde beschränkten sie sich auf Amalgamfüllungen in Kunststoffzähnen.

In dieser Arbeit sollte nun in Vorversuchen zunächst ein praktikables Verfahren zur Herstellung von Amalgamfüllungen in Keramikzähnen mit optimalem Randschluß entwickelt werden. Danach sollte dieses Verfahren klinisch an von Patienten getragenen Prothesen angewendet werden und im Vergleich mit Amalgamfüllungen in von Patienten getragenen Prothesen mit Kunststoffzähnen mit ebenfalls erst zu entwickelnden elektronenoptischen Untersuchungen überprüft werden.

2 Amalgame

2.1 Werkstoffkundliche Aspekte

2.1.1 Metallographie des Alloy

Legierungen von Quecksilber mit einem oder mehreren anderen Metallen bezeichnet man als Amalgam (Hoffmann-Axthelm, 1978). Der Name kommt aus dem Griechischen (amalos = weich, gamos = Vereinigung, Hochzeit) und deutet an, daß ein Amalgam im frischzubereiteten Zustand plastisch ist.

Das in der konservierenden Zahnheilkunde verwendete Silberamalgam - im angelsächsischen Sprachraum als "dental amalgam" bezeichnet - enthält neben dem Quecksilber hauptsächlich Silber und Zinn. Diese beiden Metalle liegen zunächst als Legierung in Pulverform vor, je nach Zerkleinerungsmethode als Feilung oder auch als Kugelpulver. Außer Silber und Zinn enthalten die Legierungen noch verschiedene andere Anteile.

Rahmenbedingungen für die Zusammensetzung sind 1978 in einer Norm der International Organization for Standardization (Alloy for Dental Amalgam, ISO 1559) erstellt worden:

Silber	(Ag)	mindestens	65 % (Gewichtsprozent)
Zinn	(Sn)	25 - 29	% "
Kupfer	(Cu)	maximal	6 % "
Zink	(Zn)	"	2 % "
Quecksilber	(Hg)	"	3 % "

Der Entwurf vom Normenausschuß Dental im DIN (DIN 13904, Teil 1, 1981) unterscheidet sich in dieser Norm hinsichtlich des Kupfergehaltes. Der erlaubte maximale Kupferanteil wurde von 6 % auf 15 % erhöht.

Die beiden Komponenten Silber und Zinn bilden im vorliegenden Mengenverhältnis hauptsächlich die intermetallische Verbindung Ag_3Sn. Diese in tetragonalen Kristallen vorliegende Verbindung wird gamma (γ)-Phase genannt.

Der Zusatz von Kupfer zur Legierung erleichtert die Zerspanung der γ -Phase und verbessert die mechanischen Eigenschaften des Amalgams.

Zink dient vor allem als Oxidationsschutz für die anderen Komponenten beim Herstellungsprozeß. Das Zink kann Ursache sein für eine sogenannte verspätete Expansion des Amalgams, wenn das Füllungsmaterial beim Anmischen oder beim Stopfen der Kavität feucht wird. Dann kann nämlich Zink mit Wasser unter Bildung von Wasserstoff reagieren, dessen zunehmender Druck die Expansion bewirkt. Aus diesem Grund werden auch in sauerstofffreier Schutzatmosphäre zinkfreie Legierungen hergestellt.

Dem Legierungspulver sind oft geringe Mengen von Quecksilber zugesetzt (1 - 2 %), es ist voramalgamiert. Die Pulverpartikel erhalten dadurch eine quecksilberreiche Oberflächenschicht, die beim Anmischen eine schnelle Benetzung mit Quecksilber ermöglicht.

Die einzelnen, im Handel erhältlichen konventionellen Legierungen unterscheiden sich hauptsächlich durch die Herstellung und die Struktur des Pulvers. Die gegossenen Legierungsbarren werden durch Fräsen zu Spänen zerkleinert, wobei Form und Größe der Partikel vom Herstellungsprozeß abhängig sind. Bei einem anderen Verfahren besteht das Pulver aus kleinsten Kügelchen, die mit Hilfe eines Zerstäubungsprozesses entstehen.

2.1.2 Abbinden des Amalgams

Beim Vermischen des Legierungspulvers mit Quecksilber, auch Trituration genannt, löst sich die gamma-Phase teilweise auf,und es entstehen zwei neue metallische Phasen:

Durch die Reaktion von Silber und Quecksilber entsteht das eigentliche Silberamalgam, kubische Kristalle mit der ungefähren Formel Ag_3Hg_4, die gamma-1-Phase (γ_1).

Das Reaktionsprodukt aus Zinn und Quecksilber, das Zinnamalgam, ist die gamma-2-Phase (γ_2) mit der ungefähren Formel $Sn_{7-8}Hg$. Da es sich hierbei nicht um eine stöchiometrisch exakt erfaßbare Reaktion handelt, wird in der Literatur sowohl von Sn_7Hg als auch von Sn_8Hg berichtet.

Diese beiden Phasen sind das Ergebnis einer Übersättigung des aus dem Pulver gelösten Silbers und des Zinns in Quecksilber. Durch diese Ausfällung fester Reaktionsprodukte und durch deren Zusammenwachsen wird das anfangs plastische Amalgam zu einer festen, aber inhomogenen Masse.

Vereinfacht läßt sich die Reaktion beim Abbinden und Erhärten nach Jørgensen (1977) folgendermaßen beschreiben:

$$\underset{\gamma}{8\ Ag_3Sn} + 33\ Hg = \underset{\gamma_1}{8\ Ag_3Hg_4} + \underset{\gamma_2}{Sn_8Hg}$$

Im fertig abgebundenen Amalgam liegt neben den beiden Reaktionsphasen noch ein mehr oder weniger großer Rest unverbrauchter γ-Phase (Ag_3Sn) vor.

Die drei Phasen des abgebundenen Amalgams können durch eine metallographische Untersuchung nachgewiesen werden.

Der Anteil der γ_2-Phase im Amalgam ist zwar relativ gering, dennoch hat sie eine besondere Bedeutung. Einmal ist sie der mechanisch weichste Anteil, zum anderen ist sie gegen chemische und elektrochemische Korrosionserscheinungen besonders anfällig (Eichner, 1981, Gainsford, 1983, Jørgensen, 1977, Sauerwein, 1976 u. v. a.).

2.1.3 Hochkupferhaltige Legierungen

Für die Zusammensetzung der zahnärztlichen Legierungen gelten, mit geringen Abweichungen, noch dieselben Parameter, die 1925 in einem amerikanischen Bundesstandard festgelegt worden sind (Souder, 1927). Die erste wesentliche Veränderung der Zusammensetzung kam 1963 durch die Herstellung eines neuen Amalgamtyps zustande.(Innes und Youdelis, 1963). Unter bewußter Umgehung der damaligen ADA-Spezifikation (max. 6 % Cu) wurde der Kupferanteil im Pulver erhöht.

Diese hochkupferhaltigen Legierungen bestehen zu 2/3 aus konventionellem, d. h. normgerechtem, Pulver und zu 1/3 aus einer Silber-Kupfer-Legierung mit einem Kupferanteil von 28 %.

Ursprünglich entwickelt, um die Druckfestigkeit zu erhöhen, stellte man später fest, daß das neue Amalgam bessere Kriecheigenschaften und eine geringere Korrosionsanfälligkeit aufweist. Dies läßt sich dadurch erklären, daß durch den hohen Kupferanteil die Bildung der γ_2-Phase weitgehend verhindert wird. Das bei der Trituration freiwerdende Zinn verbindet sich nämlich nicht mit dem Quecksilber sondern mit dem Kupfer zu einer intermetallischen Verbindung mit der Formel Cu_6Sn_5.

Diese sogenannte eta (η')-Phase besitzt ein höheres Korrosionspotential als die ersetzte γ_2-Phase, so daß das γ_2-freie Amalgam neben der höheren Festigkeit auch eine bessere Mundbeständigkeit zeigt.

Die wesentlichen Vorteile der γ_2-freien Amalgame sind nach Rehberg:

höhere Anfangsfestigkeit
höhere Endfestigkeit
geringerer Creep
verzögerte Verfärbung
verzögerte Korrosion

2.2 Anforderungen an Amalgame

2.2.1 Allgemeine Anforderungen

Jedes Füllungsmaterial muß möglichst viele der folgenden Anforderungen erfüllen (Eichner, 1981, Jørgensen, 1977, Sauerwein, 1976):

a) Ausreichender Widerstand gegen mechanische Einwirkungen
Die Formbeständigkeit und die Abriebfestigkeit müssen unter Belastungen, die den Bedingungen beim Kauen und Zusammenbeißen entsprechen, ähnlich hoch sein wie bei natürlichen Zahngeweben.

b) Unveränderlichkeit gegenüber chemischen und physikalischen Einflüssen von Speichel, Nahrungs- und Genußmitteln
An dieser Forderung scheitert bislang die Einführung von Composites auch für den Seitenzahnbereich. Deshalb wird die Amalgamfüllung auf lange Sicht ihren Indikationsbereich nicht verlieren.

c) Unschädlichkeit für Zahnhartsubstanzen, Pulpa und Gesamtorganismus
Die mögliche Gefährdung des Patienten durch den Gehalt von Quecksilber im Amalgam ist immer wieder Gegenstand heftiger Kontroversen gewesen (Overdiek, 1962, Sauerwein, 1976). Die Diskussion ist inzwischen

dahingehend entschieden, daß die Quecksilberkonzentrationen, die in den nächsten Tagen nach dem Legen einer Füllung oder im Laufe von Korrosionsprozessen frei werden, zu gering sind, um den Patienten zu schädigen. Gefahren durch das Quecksilber bestehen eigentlich nur für den Zahnarzt und das Praxispersonal.
Bei unsachgemäßer Lagerung und Verarbeitung kann es in seltenen Fällen zu einer chronischen Quecksilbervergiftung kommen (Sauerwein, 1976).
Fälle von allergischen Reaktionen, wie sie von Straßburg und Schübel (1967) beschrieben worden sind, sind hingegen so selten, daß sie nicht gegen die Verwendung von Amalgam sprechen können.

d) zahnärztliche Farbe
Dies ist allerdings ein Punkt, der von zahnärztlichem Silberamalgam nicht erfüllt wird. Vor allem in den Augen der Patienten ist das ein sehr großer Nachteil, der immer wieder die Forderung nach Verwendung von zahnfarbenen Materialien aufkommen läßt.

e) geringes Wärmeleitvermögen
Da Amalgam als Metall ein guter Wärmeleiter ist, darf man auf eine Unterfüllung nicht verzichten.

f) leichte Verarbeitbarkeit
Je komplizierter die Verarbeitung eines Materials ist, desto größer sind die Fehlermöglichkeiten für den Zahnarzt und die Helferin. Die guten Eigenschaften eines Füllungsmaterials kommen nur bei richtiger Verarbeitung zur Geltung. Die leichte Verarbeitbarkeit des Silberamalgams darf nicht zu einer Vernachlässigung der für das Material geltenden Verarbeitungsvorschriften führen.

g) ökonomische Gesichtspunkte
Amalgam ist im Vergleich zur Goldgußlegierung, der einzigen Alternative, preiswert. Dies ist wohl ein Hauptgrund für seine weite Verbreitung.

2.2.2 Untersuchungen im Labor

Viele Eigenschaften eines Amalgams können im Labor, also in vitro, daraufhin untersucht werden, ob sie den Anforderungen entsprechen. Dies gilt insbesondere für bestimmte mechanische Werte und die Verarbeitbarkeit.

Die in Deutschland entworfene DIN-Norm 13904 regelt nicht nur die Zusammensetzung von Amalgamlegierungen, sondern beschreibt auch Prüfmethoden für die Verarbeitung, die Dimensionsänderungen während des Erhärtens, die Druckfestigkeit bzw. Härte sowie für Flow und Creep.

Unter dem Creep (Kriechen) versteht man die plastische Verformung des erhärteten Amalgams bei Belastung. Dies ist eine Eigenschaft vieler Materialien mit niedrigem Schmelzpunkt. Gemessen wird der Creep-Wert als prozentuale Verkürzung der Ausgangslänge eines Prüfkörpers nach einer Druckbelastung. Ein hoher Wert bedeutet starkes Kriechen unter Belastung.

Die sekundären Creep-Werte von Amalgam liegen zwischen 0,2 und 4 %. Im Addendum von 1980 zur ADA-Vorschrift Nr. 1 von 1978 wird gefordert, daß der Creep nicht größer als 3 % sein soll.

Die Creep-Werte sind abhängig von Temperatur, Belastung und Verarbeitung (Rehberg und Gramberg, 1979), die deshalb in den Normen vorgeschrieben sind, und vom Material.

Hochkupferhaltige Legierungen zeigen im allgemeinen ein wesentlich geringeres Kriechen (0,2 - 0,4 %) als die herkömmlichen Amalgame (Castagnola, 1979, Jørgensen, 1977).

Je höher der Creep eines Amalgams ist, desto größer scheint die Neigung zur Randspaltenbildung im klinischen Dauergebrauch zu sein (Letzel, 1978, Mahler, 1970, Osborne, 1978).

Die Bestimmung des Flow hat hingegen an Bedeutung verloren. Sein Wert ist ein Anhaltspunkt für die Erhärtungsgeschwindigkeit eines Amalgams (Jørgensen, 1977).

2.2.3 Untersuchungen am Patienten

Die Qualität einer Amalgamfüllung kann jedoch nicht nur nach den Materialwerten der Legierung beurteilt werden. Bewährt hat sie sich erst dann, wenn sie mehrere Jahre lang im Munde des Patienten möglichst unverändert ihre Aufgabe erfüllt hat. Sie hat ihren Zweck verfehlt oder verloren, wenn ihr Zustand eine Gefährdung des Zahnes (z. B. Randkaries) oder der umgebenden Gewebe (z. B. Gingivitis) darstellt.

Zur Beurteilung der Defekte von Amalgamfüllungen und damit ihrer Qualität sind viele Methoden entwickelt worden (Letzel et al., 1978, Smith et al., 1978). Man muß sich jedoch darüber im klaren sein, daß die Qualität einer Füllung von vielen Faktoren abhängt, die zum Teil unabhängig von der Wahl der Legierung sind.

Die Art der Kavitätenpräparation, das Maß an Sorgfalt beim Entfernen der Karies und bei der Verarbeitung des Amalgams und die Stopftechnik spielen ebenso eine Rolle wie die individuellen Gegebenheiten des Patienten (Bates und Douglas, 1980, Benedix und Bock, 1982). Deshalb seien Untersuchungen über auftretende Randkaries oder Schmelzfrakturen wenig ergiebig (Letzel et al., 1978). Auch Makrofrakturen, wie sie gelegentlich (Rifi, 1980) nach längerer Zeit bei mehrflächigen Füllungen auftreten, sind zu sehr von der Dimension der Füllung und den Okklusionsverhältnissen abhängig, als daß allein durch sie Rückschlüsse auf die Qualität des verwendeten Präparates gezogen werden könnten.

So reduzieren sich die Prinzipien der Beurteilung auf einige wenige. Die Kriterien, die am häufigsten für quantitative und qualitative Untersuchungen herangezogen werden, sind das Randbruchverhalten, die Verfärbungs-

neigung und die Korrosion (Letzel et al., 1978, Mahler et al., 1973).

In der Literatur findet man viele Begriffe für den Randbruch: Randspalten, Kantenfrakturen, marginale Defekte, marginal fracture. Das Auftreten von Defekten an den Füllungsrändern kann im Zusammenhang mit dem Entstehen von Randkaries stehen.

Die Abrasion und die Korrosion sind verantwortlich für den Verlust des Glanzes einer polierten Füllung und für die Entstehung von Rauhigkeiten auf der Oberfläche (Jørgensen, 1977, Stachniss, 1980). Alle Vorteile, die eine Politur der Füllung bietet, werden durch sie im Laufe der Zeit zunichte gemacht. Die Verfärbung ist durch die Auflagerung von Korrosionsprodukten bedingt.

2.3 Korrosion

Da das zahnärztliche Silberamalgam nach dem Abbinden aus mindestens drei verschiedenen Kristallphasen besteht, also eine heterogene Struktur hat, ist der Einfluß der Korrosion vorprogrammiert. Die verschiedenen Kristalle bilden in Gegenwart von Feuchtigkeit (Speichel) Lokalelemente.

Während die γ-Phase (Ag_3Sn) und die γ_1-Phase (Ag_3Hg_4) annähernd das elektrochemische Potential des Silbers haben, ist die γ_2-Phase ($Sn_{7-8}Hg$) sehr viel unedler und wird durch Korrosion angegriffen und im Laufe der Zeit aufgelöst (Jørgensen, 1977).

Während das freiwerdende Quecksilber in die Amalgamfüllung hineindiffundiert, können sich aus dem Zinn verschiedene Salze (Oxide, Chloride, Sulfide) bilden (Eichner, 1981), die sich an den Füllungsoberflächen niederschlagen und eine Veredelung des Potentials bewirken. Dieser Niederschlag wirkt als Schutzschicht (Passivierungsschicht) und verlangsamt den weiteren Verlauf der Korrosion.

Zur Bildung eines Korrosionselementes kann es auch kommen, wenn Konzentrationsunterschiede innerhalb eines Elektrolyten auftreten. Unterschiede, vor allem in der Sauerstoffkonzentration durch verschiedene Belüftung einer Metalloberfläche, führen zur Korrosion. Dies ist zum Beispiel der Fall in Spalten zwischen Zahn und Füllung, wo die Sauerstoffspannung geringer ist als auf einer freien Füllungsoberfläche (Jørgensen, 1977).

Die Sauerstoffspannung kann auch auf einer Füllungsoberfläche allein variieren. So ist nach Jørgensen (1977) häufig der gingivale Teil einer Füllung der Black-Klasse 5 stärker mit Belägen aus Speiseresten und Bakterien bedeckt als der nach okklusal gelegene Teil. Ähnliches gilt für den approximalen Bereich einer mehrflächigen Füllung.

Dadurch ist an diesen Stellen die Sauerstoffkonzentration geringer, die Flächen wirken als Anode und werden somit von der Korrosion angegriffen.

Die Korrosionsgeschwindigkeit ist also unter anderem abhängig von der Mundhygiene des Patienten. Einflüsse der Nahrung spielen hingegen aufgrund der zu kurzen Einwirkzeit offensichtlich keine größere Rolle.

Außer durch die individuellen Gegebenheiten des Patienten und die Zusammensetzung der verwendeten Legierung wird die Korrosionsneigung einer Amalgamfüllung beeinflußt von der Verarbeitung. So wird eine Füllung um so eher korrodieren, je poröser sie ist (Jørgensen, 1977). Auch die abschließende Bearbeitung der fertigen Füllung hat Einfluß auf das Korrosionsverhalten (Leinfelder et al., 1978).

2.4 Randbruch von Amalgam

2.4.1 Ursachen

Viele Veröffentlichungen über Amalgam beschäftigen sich mit dem Phänomen des Randbruchs, seinen Ursachen und den Möglichkeiten, ihn zu verhindern.

Über die Ursachen des Randbruchs gibt es viele Theorien. Jørgensen (1977) sieht eine Voraussetzung für seine Entwicklung in der Bildung von Korrosionsspalten. Ihren Entstehungsmechanismus erklärt er folgendermaßen: In den engen Randspalt zwischen Zahn und Füllung, der sich nie ganz vermeiden läßt, dringt Speichel ein. Die Sauerstoffkonzentration in diesem Spalt ist geringer als auf der freien Füllungsoberfläche, so daß ein galvanisches Element entsteht, welches über die Amalgamfüllung kurzgeschlossen ist. Die dem Zahn zugewandte Füllungsoberfläche wirkt als Anode, die freie Füllungsoberfläche als Kathode.

Durch den Korrosionsprozeß wird die unedelste Phase an der Anode, also im Randspalt, herausgelöst. Bei den konventionellen Amalgamen ist dies die γ_2-Phase ($Sn_{7-8}Hg$). Das dabei freigesetzte Quecksilber diffundiert in das Amalgam hinein und bewirkt an der dem Spalt benachbarten Zone eine merkuroskopische Expansion, wodurch die Füllung das Bestreben hat, sich von der Kavitätenwand wegzubiegen. Diese Tendenz wird noch verstärkt durch die sich im Spalt ablagernden Zinnverbindungen, die zwar einerseits den Fortgang der Korrosion hemmen, andererseits aber einen Druck auf Kavitätenwand und Füllung bewirken.

Durch die Abbiegung der spaltseitigen Amalgamfläche von der Kavitätenwand entsteht auf der freien Fläche eine Druckspannung, die um so größer ist, je kleiner der Füllungskantenwinkel ist. Von den Kriecheigenschaften des Amalgams ist es mit abhängig, in welchem Ausmaß das Material dem Druck nachgibt und sich verformt.

Je größer die Creep-Werte des Amalgams sind, desto größer wird die Kantenabbiegung. Mit zunehmender Verformung wird die Füllungskante nicht mehr von der Schmelzwand der Kavität gestützt, und die Gefahr wächst, daß die Füllungskante unter Kaubelastung abbricht.

Durch eine Druckbelastungsfraktur entsteht zwischen Kavitätenwand und Zahn ein schmaler und tiefer, v-förmiger Spalt.

Das Randbruchverhalten eines Amalgams ist also abhängig von:

a) spezifischen Eigenschaften des Legierungspulvers, nämlich der Zusammensetzung, dem Korrosionsverhalten und den Kriecheigenschaften (Creep) und

b) der Präparations- und Stopftechnik.

Durch Herstellung von Füllungskanten mit einem Winkel von möglichst 90° und durch Anwendung einer Verarbeitungstechnik, die zu geringstmöglicher Porosität und geringstmöglichem Quecksilbergehalt in den Füllungskanten führt, läßt sich das Randbruchverhalten verbessern.

2.4.2 Das Verhalten der γ_2-freien Amalgame

Die kupferreicheren Dispersionsamalgame zeigen ein anderes Verhalten. Sie haben nicht nur niedrigere Creep-Werte, sondern zeigen auch ein anderes Korrosionsverhalten, das dadurch charakterisiert ist, daß die γ_2-Phase fehlt. Ihr unedelster Anteil ist die η'-Phase (Cu_6Sn_5), bei deren Korrosion aber kein Quecksilber frei wird, so daß es nicht zu einer Kantenabbiegung infolge der merkuroskopischen Expansion kommt (Jørgensen, 1977).

Weitere Untersuchungen werden zeigen müssen, ob die γ_2-freien Amalgame die sich daraus ergebenden Erwartungen erfüllen können (Dermann, 1979).

2.4.3 Die Probleme der Forschung

Das Ausmaß des Randbruchs von Füllungsmaterialien nimmt mit der Zeit zu. Direkte Untersuchungen im Munde des Patienten führen erst nach ungefähr einem Jahr, besser noch nach zwei Jahren zu erkennbaren und quantifizierbaren Ergebnissen (Letzel et al., 1978, Mahler et al., 1973).

Die langen Untersuchungszeiträume führen zu Recall-Problemen. Aus diesem Grund untersuchten Mahler et al. (1970), ob sich das langfristige Randbruchverhalten verschiedener Amalgame schon nach kurzer Untersuchungsdauer voraussagen läßt. Die Studie kommt zu dem Ergebnis, daß die Geschwindigkeit der Verschlechterung verschiedener Amalgame unterschiedlich ist, daß sich aber die Rangfolge untereinander nicht wesentlich ändert. Trotzdem hält auch Mahler et al. (1973) einen Untersuchungszeitraum von mindestens zwei Jahren für erforderlich, während Mjör und Espevik (1980) meinen, schon nach sechs Monaten signifikante Unterschiede feststellen zu können.

Die lange Dauer ist nicht der einzige Nachteil, der die Effektivität klinischer Versuche schmälert. Die Untersuchungen sind außerdem von individuellen Faktoren des Patienten und anderen Einflüssen abhängig, die das Randbruchverhalten beeinflussen. Zwar konnten Mahler und Marantz (1980a, 1980b) zeigen, daß die Kavitätenklasse und -größe keinen Einfluß auf das Randbruchverhalten des Füllungsmaterials haben und daß nur der Zahntyp (Molaren oder Prämolaren) einen, wenn auch geringen, Einfluß zeigt. Dennoch ist es als Nachteil zu werten, daß man sich beim Präparieren der Kavitäten sehr nach individuellen Gesichtspunkten orientieren muß. Die Zahl der zu legenden Füllungen pro Patient ist stark eingeschränkt, wodurch wiederum die Anzahl der benötigten Patienten ansteigt. Zusätzlich wird die Auswertung der Ergebnisse dadurch erschwert, daß das Mundmilieu und das Kauverhalten der Patienten in die Ergebnisse eingeht und sie verfälscht. Bereits erwähnt wurde, daß die

Untersuchungsmöglichkeiten im Munde des Patienten stark eingeschränkt sind. Außer einer Untersuchung mit Spiegel und Sonde können bestenfalls Abdrücke und Fotos gemacht werden (Albert, 1971).

Aus all diesen Gründen, die eine klinische Untersuchung von Füllungswerkstoffen am Patienten erschweren, wurde schon mehrfach versucht, eine Korrelation zwischen dem Randbruchverhalten eines Amalgams und seinen physikalischen, im Labor zu ermittelnden Eigenschaften zu finden.

Mahler et al. (1970) untersuchten, ob sich ein eindeutiger Zusammenhang zwischen dem Randbruch dreier Amalgame nach einem Jahr und deren physikalischen Eigenschaften ergab. Einen solchen Zusammenhang fanden sie nur für den statischen und dynamischen Creep-Wert und die Druckfestigkeit bei langsamer Drucksteigerung.

Gale und Osborne (1980) fanden, daß nur der Creep-Wert geeignet ist, das Randbruchverhalten vorauszusagen. Andere Untersuchungen haben zum Ziel, festzustellen, inwieweit der Creep-Wert zu beeinflussen ist, er also nicht nur als Materialkonstante zu betrachten ist (Rehberg und Gramberg, 1979).

Alle diese Untersuchungen können jedoch klinische Untersuchungen nicht ersetzen sondern nur ergänzen.

3 Vorversuche

Vor Beginn des klinischen Teils dieser Arbeit wurden Vorversuche mit folgenden Zielen durchgeführt:

1. Entwicklung und Übung einer standardisierten Kavitätenform für okklusale und bukkale Füllungen.
2. Entwicklung einer praktikablen standardisierten Präparationstechnik für Kavitäten in Kunststoff- und erstmals auch Keramikzähnen.
3. Einüben einer standardisierten optimalen Amalgamtechnik.
4. Austesten verschiedener Politurtechniken.

3.1 Grundlagen der Kavitätenpräparation

Bei der Kavitätenpräparation waren zunächst zwei Hauptbedingungen zu erfüllen. Zum einen mußte man den Patienten, die sich dankenswerter Weise bereiterklärten, für sechs Monate Prothesen mit Amalgamfüllungen zu tragen, in ästhetischer Hinsicht entgegenkommen. So sollten die Amalgamfüllungen möglichst klein gehalten werden und in von außen nicht sichtbaren Zahnbereichen lokalisiert sein. Zum anderen mußten die Kavitäten standardisiert sein, d. h. stets gleiche Lage und Größe haben, um eine spätere statistische Auswertung zu ermöglichen. Dazu gehörte auch, daß die Anzahl der Füllungen nicht zu klein gewählt wurde. Gerade um die Füllungszahl zu erhöhen, wurde beschlossen, in jeden Zahn zwei Füllungen zu legen - eine Füllung okklusal und eine Füllung bukkal.

Die okklusale Füllung wurde in Anlehnung an die Arbeit von Benedix und Bock (1982) stilisiert und in Form eines Ovals präpariert. Dieses Oval hatte ungefähr eine Länge von 4 mm, Breite von 2 mm und Tiefe von 2 mm.

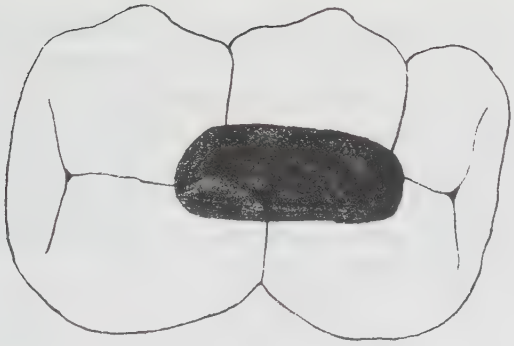


Abb. 1: Grundform der okklusalen Kavitäten

Die kariesprophylaktischen Überlegungen und hierbei insbesondere Black's Forderung nach "Extension for Prevention" (1896) wurden bewußt übergangen, um das Hauptaugenmerk auf materialtechnische Parameter zu konzentrieren. Durch Verzicht, das gesamte Fissurenbild aufzuziehen, war es möglich, in Molaren und Prämolaren standardisiert die gleiche Kavitätenform zu präparieren. Das in künstlichen Zähnen ohnehin nur flache Fissurenbild gestattete auch bei diesen stilisierten okklusalen Füllungen einen optimalen Randschluß. Durch das geringe Ausmaß der Füllungen war ebenfalls keine umfangreiche Kauflächengestaltung notwendig, so daß es im klinischen Teil möglich wurde, die okklusalen Füllungen außer Kaukontakt zu legen. Durch diese Maßnahme sollten kaumechanische Faktoren, die die materialtechnische Prüfung stören könnten, ausgeschlossen werden.

Die Präparationsform wurde, wie an der Universität Düsseldorf gelehrt, kastenförmig gestaltet. Die Seitenwände waren also parallel und der Übergang zum Kavitätenboden rechtwinklig (Abb. 2). Der Winkel zwischen Kavitätenwand und Zahnoberfläche war also stets deutlich größer als 90°.

In der Literatur werden allerdings häufig andere Präparationsformen angegeben. So schlagen Gainsford (1983), Motsch und Schreiber (1968), Jørgensen (1977), Riethe (1980) u. a. aufgrund von spannungsoptischen Untersuchungen und werkstoffkundlichen Überlegungen vor, den Übergang der Kavitätenwände zum Kavitätenboden abzurunden und die Kavitätenwände möglichst im Winkel von 90° zur Zahnoberfläche zu präparieren (Abb. 3).

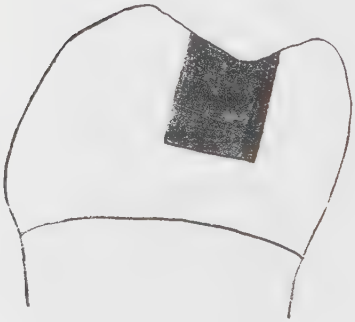


Abb. 2

Abb. 3

Querschnitt der okklusalen Kavitäten in dieser Arbeit (Abb. 2) und nach anderen Autoren (Abb. 3)

Nach diesen Autoren ergebe das Abrunden des Übergangs der Kavitätenwand zum Kavitätenboden einen günstigeren Verlauf der Spannungslinien. Ferner erleichtere eine derartige Gestaltung das spätere Applizieren des Amalgams im Kavitätenwinkel. Weiter sei der rechte Winkel der Kavitätenwände zur Zahnoberfläche die beste Unterstützung für den Kavitätenrand und komme der anatomischen Lage der Schmelzprismen am ehesten entgegen. Jørgensen (1974, 1977) weist hierzu aufgrund von statistischen Untersuchungen und werkstofftechnischen Berechnungen besonders darauf hin, daß bei einem Winkel von 90° zwischen Kavitätenwand und Zahnoberfläche die Gefahr einer Kantenfraktur einer Amalgamfüllung erheblich eingeschränkt sei. Zudem biege eine

rechtwinklige Füllungskante bei merkuroskopischer Expansion nicht ab.

Mit dieser Arbeit sollte nicht in diese Diskussion eingegriffen werden, zumal es hier nicht um präparatorische Fragestellungen geht. Dennoch konnten bei den elektronenmikroskopischen Nachuntersuchungen auch zu dieser Thematik interessante Detailfotos erstellt werden.

Zusätzlich zu den okklusalen Füllungen wurden im distalen Bereich der Bukkalflächen noch bukkale Kavitäten präpariert.

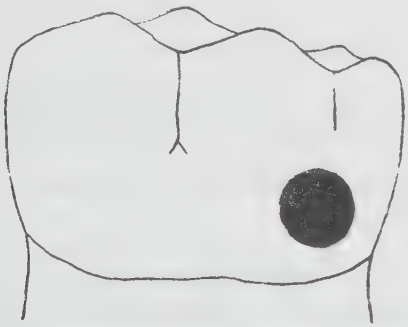


Abb. 4: Grundform der bukkalen Kavitäten

Diese Füllungen wurden kreisrund gestaltet mit einem Durchmesser von ca. 2 mm und einer Tiefe von ebenfalls ca. 2 mm. Auch hier waren die Kavitätenwände parallel zueinander und rechtwinklig zum Kavitätenboden. Aufgrund der glatten bukkalen Zahnoberfläche war es hier allerdings, im Gegensatz zu den okklusalen Füllungen, möglich, die Kavitätenwände im Winkel von annähernd 90° zur Zahnoberfläche zu präparieren. Dies scheint auch bei der Auswertung wichtig zu sein.

Abb. 5: Querschnitt durch einen mit einer bukkalen und einer okklusalen Füllung versorgten Zahn

3.2 Präparationstechnik für Kavitäten in Kunststoff- und Keramikzähnen

Die Präparation von Füllungskavitäten in Kunststoffzähnen ist relativ einfach. In dieser Arbeit erfolgte die Präparation mit walzenförmigen Diamanten (ISO Nr. 018) im roten Winkelstück (U/min = 120 000). Die relativ rauhe Oberfläche der Kavitätenwände wurde anschließend mit walzenförmigen Stahlfinierern (ISO Nr. 018) im blauen Winkelstück (U/min = 40 000) geglättet.

Ohne Finieren wurden an Kavitätenwänden natürlicher Zähne Rauhigkeiten bis 250 µm festgestellt (Rümann, 1980). Da jeder rauhe Kavitätenrand aber nach Pantke (1973) ein Ansatzpunkt für neue Karies sein kann und zusätzlich der Kavitätenrand durch die Rauhigkeit deutlich verlängert wird (Jørgensen, 1977), kommt dem Finieren eine besondere Bedeutung zu. Pantke (1973), Ketterl (1974) Stachniss und Motsch (1980) heben weiter noch hervor, daß erst durch das Finieren eine gute Adaptation der Amalgampaste an die Präparationsflächen zu erreichen ist.

Retention und Halt erhält die Amalgamfüllung rein mechanisch durch entsprechende Kavitätengestaltung (Ketterl, 1974, Jørgensen, 1977, Riethe, 1980).

Die Präparation von Füllungskavitäten in Keramikzähnen bereitet einige Schwierigkeiten (Benedix und Bock, 1982). So ist Keramik relativ hart und spröde. Dies bedeutet, daß ein Diamantschleifer bereits nach relativ wenigen Kavitätenpräparationen verschlissen ist und gerade Präparationskanten aufgrund der spröden Keramikmasse leicht brechen. So ist der Kavitätenrand, also der Übergang von der Kavitätenwand zur Zahnoberfläche, nach der Kavitätenpräparation mit einem normalen Präparationsdiamanten niemals scharfrandig glatt sondern durch kleine Kantenbrüche stets rauh. Durch Nachpräparation mit Diamantfinierern, wie sie zur Bearbeitung von Kunststoffüllungen verwendet werden, läßt sich diese Rauhigkeit etwas mildern. Erst durch Anwendung von keramischen Schleifkörpern, wie sie zum Feinstschleifen von Kunststoffüllungen im Handel erhältlich sind, lassen sich glattrandige Füllungskanten erreichen. Diese keramischen Schleifkörper sind weiß und werden unter dem Namen "Arkansas"-Schleifkörper vertrieben. Sie sind aber aus technischen Gründen nicht in kleineren Größen als ISO Nr. 025 lieferbar. Damit haben diese Schleifkörper einen etwas größeren Durchmesser als die Kavitäten breit sind. Mit diesen Schleifkörpern lassen sich die Kavitätenwände also nicht bearbeiten. Da das Hauptproblem aber nicht die Kavitätenwand sondern die Kante zwischen Kavitätenwand und Zahnoberfläche ist, lassen sich diese Schleifkörper dennoch einsetzen. Dazu wird der noch leicht rauhe Kavitätenrand von okklusal mit einem keramischen Schleifkörper geglättet.

Die Kavitätenpräparation in Keramikzähnen erfolgte nun also nach folgendem Schema:

a) Präparation der Grundform mit Turbinen (U/min 200 000) und walzenförmigen Diamanten (ISO Nr. 018). (Abb. 6)

b) Feinpräparation/Glätten der Kavitätenwände mit rotem Winkelstück (U/min 120 000) und Diamantfinierern (ISO Nr. 014). (Abb. 7)

c) Glätten der Kavitätenkante mit blauem Winkelstück (U/min 40 000) und keramischen Schleifkörpern (ISO Nr. 025) von okklusal. (Abb. 8)

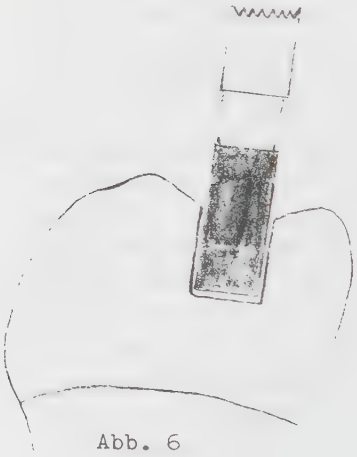


Abb. 6

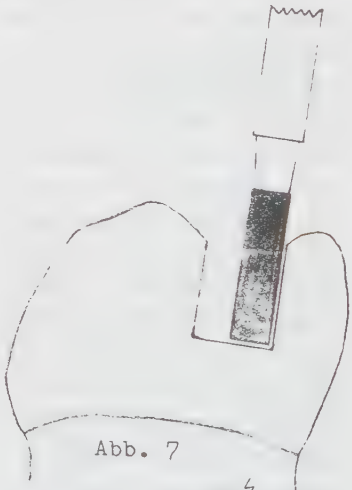


Abb. 7

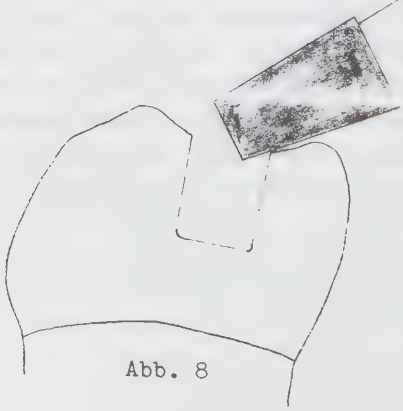


Abb. 8

Mit dieser Methode ist eine saubere Kavitätenpräparation in Keramikzähnen möglich. Durch die Feinpräparation mit Diamantfinierern wird die Kavitätenkante so weit geglättet, daß mit den keramischen Schleifkörpern okklusal nur wenig Substanz entfernt werden muß.

Andere Versuche mit Hartmetall- und Stahlbohrern zeigten nur sehr schlechte Ergebnisse. Stahlbohrer sind nicht hart genug und führen lediglich zu einer Verschmutzung der Kavitätenwände (Benedix und Bock, 1982) und Hartmetallbohrer sprengen bei der Sprödigkeit von Keramik kleine Keramikteilchen gerade von Kanten ab. Dies ergibt sehr rauhe Kavitätenränder. Hartmetallbohrer sind zur Keramikbearbeitung deshalb unbrauchbar.

3.3 Amalgamtechnik

Bei natürlichen Zähnen werden von Wannenmacher (1965) nach der Kavitätenpräparation besondere Maßnahmen gefordert, um die Nekrose der TOMESschen Fasern und des Pulpengewebes zu verhindern. Fischer (1965) weist speziell für Amalgamfüllungen auf die Unterfüllung zur Isolierung gegenüber Temperaturunterschieden hin. Gainsford (1983), Pilz et al. (1980), Sauerwein (1976) weisen auf die große Bedeutung der Unterfüllung zum Schutze der Pulpa hin.

Bei unserem Versuch, der nur an künstlichen Zähnen durchgeführt wurde, verzichteten wir auf eine Unterfüllung, um gezielt nur die Materialeigenschaften von Amalgam zu erproben. Da nur einflächige Amalgamfüllungen gelegt wurden, wurden ebenfalls keine Matrizen benötigt.

Es wurde bei den Vorversuchen ein im Handel erhältliches konventionelles Amalgam zum Einüben einer standardisierten Amalgamtechnik verwendet.

Bereits Black (1896) und Witzel (1899) stellten die Bedeutung der Amalgamverarbeitung für die Güte der fertigen Füllung in den Vordergrund. "The manufacturer makes the alloy, the dentist makes the amalgam." Dieser Satz wird Black zugeschrieben. Neuere Autoren wie Eichner (1981), Gainsford (1983), Jørgensen (1977), Pilz et al. (1980), Sauerwein (1976) und viele andere Autoren bekräftigen immer wieder diese Aussage und bemühen sich um detaillierte Arbeitsanweisungen.

Die Trituration erfolgte in dieser Arbeit maschinell. Nach Pilz et al. (1980) lassen sich durch maschinelle Trituration individuelle Fehlerquellen gegenüber manueller Trituration weitgehend ausschalten. Dosierung und Trituration lassen sich auf diese Weise standardisieren. Das Amalgam wurde im Dentomat 20 Sekunden lang angemischt. Dabei wurden Feilung und Quecksilber im Gewichtsverhältnis 1 : 1 dosiert.

Das Amalgam wurde unmittelbar nach Abschluß des Anmischvorganges in die Kavität überführt und innerhalb von 90 Sekunden kondensiert. Aufgrund der kleinen Dimensionen der Kavitäten konnte diese kurze Kondensationszeit verwirklicht werden. Damit konnte die von Jørgensen (1977) und Gainsford (1983) angegebene maximale Zeit von 3 Minuten für risikoloses Kondensieren deutlich unterschritten werden.

Das Amalgam wurde mit einer Amalgampistole mit graziler Spitze in die Kavität gefüllt und manuell kondensiert. Manuelle Kondensation ist nachPilz et al. das Mittel der Wahl. Während die Entscheidung zwischen manueller und mechanischer Kondensation nach Gainsford (1983) eine Frage des persönliches Geschmackes ist und nach Jørgensen (1977) die Eigenschaften vibrierter Amalgamfüllungen in etwa denen handkondensierter Amalgamfüllungen gleichen, weisen Stachniss und Motsch (1980) auf die Arbeitsentlastung für den Zahnarzt durch einen mechanischen Kondensor hin.

In dieser Arbeit wurden, wie an der Universität Düsseldorf gelehrt, kugelförmige Stopfer benutzt mit Durchmessern zwischen 1 mm und 1,8 mm. Dem Arbeitsschritt der Kondensation wurde besondere Aufmerksamkeit gewidmet. Im Rahmen der Vorversuche zeigte sich, daß die Qualität einer Amalgamfüllung vor allem vom Kondensationsdruck abhängt. Nach Fischer (1965) hat das Kondensieren des Amalgams nach wie vor ausschlaggebende Bedeutung für den Erfolg. Diese klinischen Beobachtungen werden unterstützt von werkstoffkundlichen Arbeiten. So kommen Rehberg und Gramberg (1979) nach intensiver Forschung über Trituration und Creep zu dem Schluß, daß ihre gesammelten Daten die Bedeutung eines genügenden Drucks beim Legen einer Amalgamfüllung in einem Zahn unterstreichen. Der beträchtliche Einfluß des Mischgerätes, der Mischfrequenz und Triturationszeit könne allein durch Gebrauch eines hohen Kondensationsdruckes deutlich verringert werden. Diese wichtige Tatsache konnten wir auch im Rahmen der Vorversuche bestätigen, wo wir die fertigen Amalgamfüllungen unter 20facher Vergrößerung genau einmal an der Oberfläche und dann im Querschnitt inspizierten. Die Amalgamfüllungen, die mit dem höchsten Kondensationsdruck gelegt worden waren, hatten die geringsten Porositäten im Füllungskörper, die wenigsten Defekte auf der Oberfläche und den besten Randschluß.

Mit den verhältnismäßig grazilen Stopfern mit einem Durchmesser von nur 1 mm wurden die Winkel der Kavität zuerst kondensiert. Darauf stopften wir, in Anlehnung an Jørgensen (1974, 1977), mit einem größeren Stopfer erst mit geringer Kraft zur Vorkondensation und dann mit maximaler Kraft zur Endkondensation. Ein Kondensationsdruck von 1,5 kp/mm^2 ermöglicht es nach Jørgensen (1977), Amalgamfüllungen mit annähernd optimalen Eigenschaften herzustellen. Je nach Größe des Stopfinstrumentes wurden in unserer Arbeit Kondensationskräfte von ca. 2 - 4 kp angewendet.

Es wurde stets nur soviel Amalgam in die Kavität gebracht, daß die Dicke jeder kondensierten Schicht 1 mm nicht überschritt. Ausgepreßter Quecksilberüberschuß wurde nicht oder nur teilweise entfernt. Nach Jørgensen (1977) wird der Quecksilberüberschuß erst dann aus der Kavität entfernt, wenn die Dicke der Quecksilberschicht ca. 1/4 mm überschreitet. Pilz et al. (1980) weist auf die Bedeutung einer kleinen Menge quecksilberreichen Amalgams an der Oberfläche der im Aufbau begriffenden Füllung hin, um auf diese Weise ihre Festigkeit, Homogenität und den "Anschluß" nachgestopfter Portionen zu gewährleisten. Die Funktion des Stopfinstrumentes besteht in fortwährender Verdichtung des Amalgams. Bereits gestopftes Amalgam soll deshalb nicht immer wieder verschoben werden. Die Kavität ist mit einer Amalgammenge gleicher Größe wie die vorherigen Portionen um fast 1 mm zu überfüllen. Witzel (1899) beschrieb diese Methode als Überbauen der Füllung.

Sinn dieses Vorgehens ist, das besonders quecksilberreiche Gemisch an der Oberfläche abtragen zu können, um den Quecksilbergehalt der Randpartien der späteren Füllungsoberfläche möglichst niedrig zu halten (Gainsford, 1983, Jørgensen, 1977, Pilz et al., 1980, Stachniss und Motsch, 1980). Beim Zurückschneiden der Füllung wird die Füllungsoberfläche modelliert und zurechtgeschnitzt (carving).

Jørgensen (1974, 1977) empfiehlt, den Überschuß vor dem Zurückschneiden und -schnitzen zu glätten. Die Glättung sei nach Jørgensen mit erheblichem Kraftaufwand unter Verwendung eines Instrumentes mit abgerundeten Kanten sowie schwach gekrümmter Endfläche auszuführen. Dabei werde das Instrument von der Füllung aus über den Kavitätenrand hinaus geführt, wobei letzterer nicht gefühlt werden dürfe. Darauf erst sei der Füllungsüberschuß sorgfältig mit einem scharfen Amalgammesser zu entfernen.

Gainsford (1983) und Pilz et al. (1980) schlagen eine andere Reihenfolge der Arbeitsschritte vor. Sie empfehlen, den Überschuß erst zu entfernen und die Füllung zu schnitzen. Erst nach Herstellen der groben Kontur glätten diese Autoren die Füllung (burnishing), wobei Pilz et al. beim Glätten besondere Aufmerksamkeit den Füllungsrändern schenken. Diese Reihenfolge hat sich auch bei unseren Vorversuchen als die günstigste erwiesen.

Für das Zurückschneiden und -schnitzen empfehlen Gainsford (1983) und Motsch (1980) unter einer größeren Anzahl von Schnitzinstrumenten das Modellierinstrument nach Frahm.

Abb. 9: Modellierinstrument nach Frahm

Nach Gainsford (1983) führt man dieses Instrument so entlang der Amalgamschmelzgrenze, daß sich ein Teil der Schneide auf dem Schmelz abstützt.

Abb. 10: Modelliertechnik (nach Gainsford)
Die Schneide des Instrumentes stützt sich auf Schmelz und Amalgam ab.

Jørgensen (1977) weist noch auf einen sehr häufigen Fehler bei der Oberflächenbearbeitung von Amalgamfüllungen hin. So wird oft nicht korrekt zurückgeschnitten, und es bleibt ein marginaler Überschuß stehen (Abb. 11).

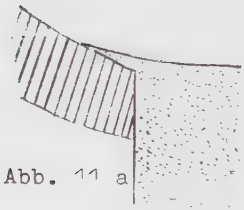


Abb. 11 a

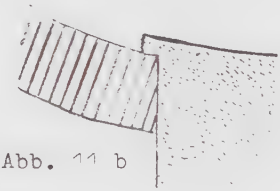


Abb. 11 b

Abb. 11: Formen des marginalen Überschusses

Nach Jørgensen (1977) scheine die Form in Abb. 11 a zwar hygienisch unschädlich zu sein, jedoch sei das Risiko einer Kantenfraktur recht beachtlich. Daraus könne später eine Situation wie in Abb. 11 b entstehen. Zudem sei diese Überschußkante häufig schlecht kondensiert und korrodiere daher kräftig. Derartiger marginaler Überschuß komme meist bei okklusalen Füllungen in Form von zungenförmigen Ausläufern über das Sulcusgebiet hinaus vor. Um während des Ausarbeitens und Polierens einer Füllung alle Zweifel auszuschließen, wie weit eine zungenförmige Füllungskante auf marginalen Überschuß zurückzuführen sei, empfiehlt Jørgensen, die Kavitätenkante grundsätzlich gleichmäßig zu präparieren.

Bei unseren Versuchen legten wir besondere Sorgfalt auf eine einwandfreie Randgestaltung. Deshalb betrachteten wir jede fertige Füllung unter einem Auflicht-Stereomikroskop mit 20facher Vergrößerung. Dabei waren häufig unter dem Mikroskop noch kleine Amalgamausläufer sichtbar, die mit bloßem Auge nicht mehr zu erkennen waren. Diese wurden dann bei ständiger

Kontrolle unter dem Mikroskop entfernt. Uns scheinen diese kleinen Amalgamausläufer für das Randbruchverhalten von Amalgamfüllungen eine große klinische Bedeutung zu haben.

3.4 Politur

Nur 5 % aller in der zahnärztlichen Praxis gelegten Amalgamfüllungen lassen Spuren einer Politur erkennen (Motsch 1981). Nach Sauerwein (1976) wiesen von 400 wahllos herausgegriffenen Füllungen nur knapp 5 % eine mit befriedigend zu bewertende Oberfläche auf, während in 95 % der Fälle die Oberfläche ungenügend oder schlecht und wahrscheinlich überhaupt nicht poliert gewesen sei. Die Abrechnung der Pos. 13 der GOZ sieht aber die Politur als festen Bestandteil der Füllungstherapie vor (Stachniss, 1980)!

Die Politur wird in jedem zahnärztlichen Lehrbuch gefordert. Die Gründe hierfür sind nach Stachniss (1980):

a) Die Plaque-Retention soll so klein wie möglich gehalten werden.

b) Durch die Politur wird eine Verdichtung der Oberfläche, die der Korrosion entgegenwirkt, angestrebt.

c) Die Oberflächenrauhigkeit soll reduziert werden, um Triggerfaktoren auszuschalten.

d) Sichtbar gewordene funktionelle Störungen können bei der Politur mit beseitigt werden.

Riethe (1971) und Eichner (1981) weisen noch darauf hin, daß die Politur mit einer geringen Härtesteigerung einhergeht, die mit Mikrohärteprüfern nachweisbar ist. Die Politur bezweckt also eine Materialveredelung (Riethe, 1968).

Die meisten Autoritäten stimmen nach Gainsford (1983) darin überein, daß eine Amalgamfüllung frühestens 24 Stunden nach dem Legen poliert werden darf (Eichner, 1981,

Jørgensen, 1977, Pilz et al., 1980, Riethe, 1968, Sauerwein, 1976). Wird früher poliert, so wird Quecksilber und die nicht so widerstandsfähige Zinn-Quecksilber-Phase an die Oberfläche gebracht. Diese weniger abriebfesten, quecksilberreichen Anteile der obersten Schicht werden durch den Kauvorgang leichter abgetragen, so daß eine rauhe, genarbte Oberfläche entsteht (Gainsford, 1983). Die Politur kommt durch stufenweises Abschleifen mit stetig feiner und weicher werdenden Schleif- und Poliermaterialien zustande. Diese Mittel ebnen die Oberflächenrauhigkeiten zusehends ein, was sich durch die Reflektion des Lichtes auf der glatten Oberfläche, also durch den Glanz, bemerkbar macht.

In der Literatur werden nun viele verschiedene Poliermaterialien und -techniken erwähnt. Allen Veröffentlichungen gemein ist, daß jeweils die Spuren des vorangegangenen Poliermaterials durch das nachfolgende beseitigt werden (Eichner, 1981).

Im Rahmen der Vorversuche hat sich folgende Politurtechnik bewährt:

> In der ersten Phase wird mit Stahlfinierern bei gründlicher Wasserkühlung gearbeitet. Sauerwein (1976) nennt dies Feinschleifen. Darauf wird mit Bimssteinmehl, das mit Wasser zu einer festen Paste vermischt wird, vorpoliert. Wir benutzen dazu kleine rad- und kegelförmige Polierbürsten. Die abschließende Hochglanzpolitur führen wir zweistufig durch. Zunächst polieren wir mit feinster Schlämmkreide, die wir mit Ziegenhaarbürsten auftragen. Zum Schluß polieren wir mit einem Gemisch aus Zinkoxidpulver und Alkohol.

In den Vorversuchen zeigte sich, daß mit diesem Vorgehen Polituren erzielt werden können, die selbst unter 20facher Vergrößerung keine Kratzer oder Riefen erkennen lassen.

Es konnte die Aussage von Benedix und Bock (1982) bestätigt werden, daß bei der Politur von Amalgamfüllungen in Kunststoffzähnen das Zahnmaterial den Poliermitteln deutlich weniger Widerstand entgegensetzt als das Füllungsmaterial. Es muß hier also besonders sorgfältig auf den Abrieb des Kunststoffzahnes geachtet werden. Bei Keramikzähnen haben die Vorversuche ergeben, daß der Übergang Amalgamfüllung zu Keramikzahn statt mit Stahlfinierern besser mit keramischen Schleifkörpern bearbeitet wird. Wie in Abschnitt 3.2 berichtet, sind keramische Schleifkörper am besten zur Bearbeitung von Keramikkanten geeignet. Ansonsten sind die Amalgamfüllungen in Keramikzähnen eindeutig einfacher zu polieren als in Kunststoffzähnen, weil die Keramikmasse nur einen sehr geringen Abrieb durch die Poliermaterialien erfährt. Die Kaufläche von Keramikzähnen wird also praktisch überhaupt nicht beschädigt im Gegensatz zu Kunststoffzähnen.

Beim Polieren ist sorgfältig darauf zu achten, daß die Oberflächentemperatur nicht zu sehr ansteigt (Gainsford, 1983). Pilz et al. (1980) warnen, daß bereits bei Temperaturen von etwa 65 °C wieder eine Enthomogenisierung des Kristallgefüges stattfindet. Nach Fischer (1965) und Pilz et al. (1980) kann bei einer Erwärmung auf 80 °C das Austreten von Quecksilber auf der Oberfläche beobachtet werden. Aus diesem Grunde muß Amalgam naß poliert werden. Zusätzliche Sicherheit vor Überhitzung gewährleistet niedrigtouriges Arbeiten.

In dieser Arbeit wurde deshalb stets naß mit dem blauen Winkelstück finiert, wobei nie die maximale Drehzahl von 40 000 U/min ausgenutzt wurde. Die Politur mit den Polierbürsten wurde mit dem grünen Winkelstück (max. 6 000 U/min) im unteren Drehzahlbereich durchgeführt.

Die Politur ist kein endgültiger Vorgang (Riethe, 1971). Physikalische, chemische und elektrochemische Vorgänge beeinflussen die Oberflächenstruktur im Laufe der Zeit negativ. Deshalb sollte die Politur in regelmäßigen

Abständen wiederholt werden (Riethe, 1971).

Riethe (1968) und Pilz et al. (1980) unterstreichen den Wert einer Politur durch folgendes Resümee: Eine gut gelegte unpolierte Amalgamfüllung bleibe schlecht. Eine durchschnittliche Amalgamfüllung gewinne durch Politur wesentlich an Wert!

4 Klinischer Versuchsteil

4.1 Methodik und Materialien

Für den klinischen Versuchsteil wurden Patienten gesucht, die im Rahmen des prothetischen Kurses an der Westdeutschen Zahn-, Mund- und Kieferklinik in Düsseldorf OK-UK-Vollprothesen erhalten sollten. Vier Patienten erklärten sich bereit, für eine Zeit von sechs Monaten Vollprothesen mit Amalgamfüllungen zu tragen.

Der klinische Versuchsteil sollte folgende Fragen beantworten:

a) Ist es möglich, das Randbruchverhalten von Amalgamfüllungen im Munde in Prothesenzähnen zu simulieren?

b) Ist die in den Vorversuchen erarbeitete Technik klinisch durchführbar?

c) Kann man durch Legen von Amalgamfüllungen in Prothesenzähne die Zeitdauer bis zum Auftreten signifikanter Randfehler im Vergleich zu natürlichen Zähnen beschleunigen?

d) Verhalten sich Amalgamfüllungen in Kunststoffprothesenzähnen deutlich anders als in Keramikprothesenzähnen?

e) Kann man nach sechs Monaten Tragezeit bereits signifikante Unterschiede im Randbruchverhalten von verschiedenen Amalgammaterialien feststellen?

f) Verhalten sich okklusale Amalgamfüllungen anders als bukkale Amalgamfüllungen in Hinsicht auf Randfehler?

Um alle diese Fragestellungen beantworten zu können, wurde der klinische Versuch folgendermaßen durchgeführt:

a) Jeder Patient bekam die gleiche Anzahl von Füllungen.
b) Im Unterkiefer wurden die Füllungen in Keramikzähne gelegt, im Oberkiefer in Kunststoffzähne.
c) Es wurden drei verschiedene Amalgame benutzt, wobei jeder Patient die gleiche Anzahl von jedem Material im Ober- und Unterkiefer erhielt.
d) In jedem Quadranten wurden drei Prothesenzähne mit Füllungen versehen.
e) Jeder Zahn erhielt eine okklusale und eine bukkale Füllung.

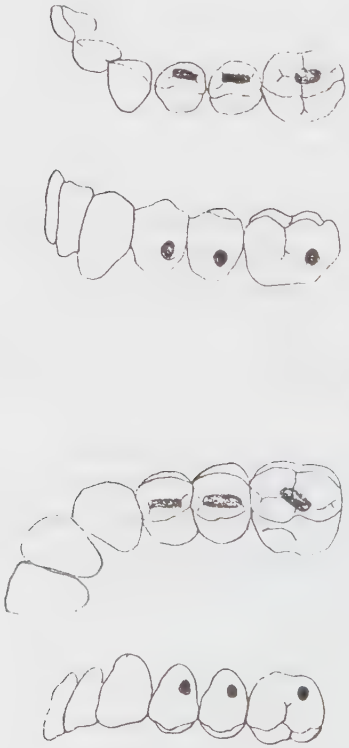


Abb. 12: Lokalisation der Füllungen in den Prothesen

Die Verteilung der Füllungen ist anhand von Abb. 12 zu erkennen.

In die Seitenzähne $\frac{16\ 15\ 14 \mid 24\ 25\ 26}{46\ 45\ 44 \mid 34\ 35\ 36}$ wurden bei jeder Prothese also zwei Füllungen gelegt. Daraus ergab sich pro OK-UK-Vollprothese eine Gesamtzahl von 24 Füllungen. Bei vier Patienten ergab dies insgesamt 96 Füllungen. Leider verstarb im Verlauf der Untersuchung ein Patient. Seine Prothese konnte nicht sichergestellt werden, so daß sich die spätere Auswertung auf 72 Füllungen beschränken mußte. Nach sechs Monaten wurden die Prothesenzähne mit Amalgamfüllungen im Reparaturverfahren gegen normale Prothesenzähne ohne Füllungen ausgetauscht. An die klinische Durchführung schloß sich eine gründliche Untersuchung der Füllungen im Labor - insbesondere unter einem Elektronenmikroskop - an.

In dieser Arbeit wurden nun folgende drei Amalgame benutzt:

Tabelle 3:

Legierung A: konventionelle Legierung (Feilung), Handelspräparat

Legierung B: konventionelle Legierung A + 30 % Ag-Cu-Eutektikum (Kugeln), experimentelles Amalgam

Legierung C: konventionelle Legierung A + 7 % lamellares Kupfer, experimentelles Amalgam

Für diese Amalgame wurden folgende Mischanweisungen befolgt:

Tabelle 4:

Legierung	Hg Dosierung	Mischgerät	Mischzeit
A	1 : 1	Dentomat	20 s
B	0,9 : 1	Dentomat	50 s
C	0,80 : 1	Dentomat	20 s

Vom Hersteller werden für diese Amalgame bei den angegebenen Mischanweisungen folgende Materialwerte genannt:

Tabelle 5:

Legierung	Dimensionsänderung µm/cm	Druckfestigkeit N/mm² 1 h	24 h	Creep %
A	+ 2	80	330	1,8
B	+ 16	90	400	1,3
C	- 1	100	350	1,3

Als Prothesenzähne wurden von der Firma Ivoclar Keramikzähne der Marke "Vivoperl-Orthotyp" im Unterkiefer und Kunststoffzähne der Marke "SR-Orthotyp" im Oberkiefer verwendet. Bei diesen Produkten sind form- und farbgleiche Zähne in Keramik und Kunststoff lieferbar, so daß es keine Schwierigkeiten mit Okklusion, Artikulation oder der Ästhetik gab.

Die verschiedenen Füllungsmaterialien wurden anhand einer Randomliste nach statistischer Wahrscheinlichkeit verteilt. Die okklusale und bukkale Füllung jedes Zahnes wurde mit dem gleichen Material gelegt. Jeder Patient hatte im Ober- und Unterkiefer die gleiche Anzahl jedes Füllungsmaterials.

Tabelle 6: Randomliste für den klinischen Versuchsteil

Patient Random Nr.	Verteilung der Füllungsmaterialien auf die Prothesenzähne					
1 OK	16 C	15 B	14 C	24 B	25 A	26 A
UK	46 A	45 B	44 C	34 C	35 A	36 B
2 OK	16 B	15 B	14 C	24 A	25 A	26 C
UK	46 B	45 A	44 C	34 C	35 B	36 A
3 OK	16 B	15 C	14 B	24 C	25 A	26 A
UK	46 C	45 A	44 B	34 A	35 C	36 B
4 OK	16 B	15 C	14 A	24 A	25 B	26 C
UK	46 C	45 A	44 C	34 B	35 A	36 B

A = konventionelles Amalgam
B = " " + 30 % Ag-Cu-Eutektikum
C = " " + 7 % lamellares Kupfer

4.2 Versuchsablauf

Vor Beginn der klinischen Arbeit wurden die Patienten über die anstehende Untersuchung aufgeklärt. Darauf wurde von den Patienten eine vorgefertigte Einverständniserklärung (Anlage 1) unterschrieben.

Es wurden nun zuerst die Prothesen, wie an der Universität Düsseldorf gelehrt, fertiggestellt und nach der Abnahme eingegliedert. Erst jeweils nach der Fertigstellung wurde mit dem Versuchsprogramm begonnen.

Außerhalb des Mundes wurden in die Zähne

16 15 14	24 25 26
46 45 44	34 35 36

okklusale und bukkale Kavitäten präpariert und anschließend sorgfältig finiert. Dabei wurde die in den Vorversuchen (Abschnitt 3.2) entwickelte Technik angewendet. Danach wurden die Zähne nach der Randomliste mit den entsprechenden Amalgamen gefüllt. Angemischt wurde exakt nach Vorschrift im Dentomat. Die Amalgamtechnik entsprach den Vorversuchen (Abschnitt 3.3). Es wurde besonderer Wert auf einwandfreie Kondensation und sauberes Zurückschneiden der Füllungen gelegt.

Nach 24 Stunden wurden die Füllungen mit der in den Vorversuchen (Abschnitt 3.4) beschriebenen Technik poliert. Die Güte der Politur und insbesondere die korrekte Randgestaltung der Füllungen wurde dabei stets mit einem Auflicht-Stereomikroskop mit 20facher Vergrößerung kontrolliert und entsprechend verbessert.

Waren auf der Oberfläche der Füllungen unter dem Mikroskop Poren sichtbar oder hatte der Rand Fehler, die durch die Politur nicht zu beseitigen waren, so wurden diese Mängel für jeden Zahn in einem Einzelprotokoll (Anlage 2) notiert. Nur selten waren solche Mängel vorhanden. Mit bloßem Auge waren sie in der Regel nicht sichtbar.

Das Protokoll ermöglichte es, im Rahmen der Nachuntersuchungen alte Fehler von neuen zu differenzieren.

Im Protokoll wurde der Füllungsrand in zwölf Abschnitte unterteilt. Bei den bukkalen Füllungen war der Abschnitt zwölf der am weitesten okklusal gelegene Teil des Füllungsrandes. Entsprechend war der Abschnitt sechs der zervikal gelegene Füllungsrand (Abb. 13).

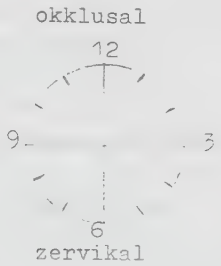


Abb. 13: Gliederung des Füllungsrandes der bukkalen Füllungen in zwölf Abschnitte

Bei den okklusalen Füllungen war der Abschnitt zwölf stets die Mitte des Füllungsrandes zur vestibulären Fläche des Zahnes hin und der Abschnitt sechs die Mitte des oralen Füllungsrandes der okklusalen Amalgamfüllung (Abb. 14).

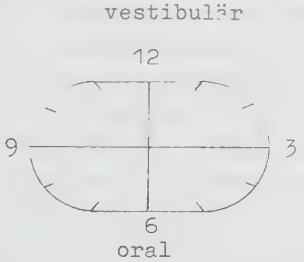


Abb. 14: Gliederung des Füllungsrandes der oralen Füllungen in zwölf Abschnitte

Durch diese Gliederung wurde es möglich, die Lokalisation von Randdefekten genau zu protokollieren. Bei den Nachuntersuchungen konnten diese Stellen exakt kontrolliert und Veränderungen aufgeschrieben werden.

Nachdem für jeden Zahn ein Einzelprotokoll erstellt worden war, wurden alle Füllungen noch fotografiert. Da die Amalgamfüllungen hochglänzend poliert waren, mußte dabei auf eine möglichst gute Ausleuchtung der zu dokumentierenden Füllungen geachtet werden, um Reflexe zu vermeiden. Eine Qualitätsbeurteilung der polierten Füllungen und insbesondere des Füllungsrandes ist sonst nicht möglich. Es wurden deshalb zwei Lichtquellen mit variabler Lichtstärke benutzt, die ein weitgehend reflexfreies Arbeiten ermöglichten.

Um eine Gefährdung des Patienten durch eventuell in den ersten Tagen freiwerdendes Quecksilber zu vermeiden, wurden die Prothesen darauf mehrere Tage lang unter Wasser gelagert. Anschließend wurden die Prothesen wieder eingegliedert. Dabei wurde darauf geachtet, daß die Füllungen alle außer Kaukontakte lagen, um mechanische Faktoren auszuschließen.

Die Patienten wurden angeleitet, die Prothesen gut zu reinigen. Dazu bekamen sie einen Pflegeset, der aus einer Prothesenzahnbürste und einer Prothesenzahncreme bestand.

Die Füllungen wurden nach einem Monat, drei Monaten und sechs Monaten kontrolliert. Bei diesen Kontrollen wurden die Füllungen zunächst mit bloßem Auge in Hinsicht auf Rand- und Oberflächenveränderungen betrachtet. Bei der Oberfläche wurden Rauhigkeit und Verfärbung beurteilt. Der Randschluß wurde zusätzlich mit einer zahnärztlichen Sonde untersucht. Alle diese Untersuchungen geschahen außerhalb des Mundes.

Zusätzlich zu den makroskopischen Untersuchungen wurden die Füllungen mit dem schon in früheren Abschnitten erwähnten Stereo-Auflichtmikroskop unter 20facher Vergrößerung kontrolliert. So konnten gerade bei der Randbeurteilung auch kleinste Veränderungen bereits frühzeitig erfaßt werden. Bevor die Patienten die Prothesen wieder ausgehändigt bekamen, wurden die Füllungen noch fotografiert.

Nach sechs Monaten wurden anschließend die mit Füllungen versehenen Prothesenzähne gegen neue Prothesenzähne ohne Füllungen ausgetauscht.

Dazu wurden die Prothesen zunächst im Biokop mit einem Wachsbiß einartikuliert. Dann wurden erst die Unterkieferzähne aus den Prothesen herausgefräst und neue Unterkieferzähne mit den noch unveränderten Oberkieferprothesen als Gegenbiß eingesetzt. Nach Fertigstellung der Unterkieferprothesen wurden die Oberkieferzähne mit den Füllungen herausgefräst und durch neue Oberkieferzähne mit den Unterkieferprothesen als Gegenbiß ersetzt.

Darauf wurden die Prothesen wieder eingesetzt und störende Okklusions- und Artikulationskontakte eingeschliffen. Das Einschleifen war problemlos; bei einem Patienten mußte überhaupt nicht eingeschliffen werden.

Damit war der klinische Teil der Arbeit beendet, und die Zähne konnten im Labor weitergehenden Untersuchungen unterzogen werden.

5 Auswertung

5.1 Methodik und Materialien

In dieser Arbeit wurden neben der neuentwickelten klinischen Prüfung des Randbruchverhaltens von Amalgamfüllungen in Prothesenzähnen auch neue Wege bei der Auswertung des Randbruchverhaltens beschritten.

In zahlreichen Veröffentlichungen wurde bereits das Randbruchverhalten von Amalgamfüllungen beobachtet und analysiert. In Arbeiten von Advokaat et al. (1981), Forsten und Kallio (1976), Letzel et al. (1978), Letzel und Vrijhoef (1981), Mahler et al. (1970, 1973), Mahler und Marantz (1980a, 1980b), Mjör und Espevik (1980) wurden Amalgamfüllungen unter standardisierten Bedingungen gelegt. Diese Füllungen wurden zu Beginn des klinischen Versuches und in definierten Abständen von meist einem halben Jahr am Anfang und darauf jährlichen Abständen fotografiert. In allen oben erwähnten Arbeiten wurden die Fotografien später in Hinsicht auf das Randbruchverhalten beurteilt. Durch die Fotografien konnten also Randveränderungen dokumentiert, statistisch ausgewertet und diskutiert werden.

Dasselbe Verfahren wurde auch in dieser Arbeit beschritten. Zusätzlich wurden die nach sechs Monaten aus den Prothesen entfernten Zähne im Labor durchtrennt, so daß auch das Randverhalten in der Tiefe der Kavität beurteilt werden konnte. Gerade die Untersuchungen an den durchgesägten Zähnen ergaben interessante neue Aspekte. So kann an den Querschnitten der Mechanismus der Randfraktur und des Randabbiegens, wie er von Jørgensen (1974, 1977) beschrieben worden ist, nachvollzogen werden.

Nun aber zunächst die verschiedenen in dieser Arbeit angewendeten Methoden der Auswertung im Detail.

5.1.1 Makroskopische Kontrolle der Füllungen

Die Füllungen wurden, wie in Abschnitt 4.2 bereits beschrieben, bei Versuchsbeginn nach der Politur, nach einem Monat, nach drei und nach sechs Monaten mit bloßem Auge auf Rand- und Oberflächendefekte hin untersucht. Der Rand wurde zusätzlich mit einer spitzen Sonde (Krümmungsradius der Spitze unter 25 µm) überprüft.

Diese Untersuchungen sollten den klinischen Eindruck der Füllungen wiedergeben. Es wurden daher für diese Erstuntersuchungen nur Methoden angewendet, die der Zahnarzt in der Praxis ebenfalls zur Verfügung hat, um die Güte einer Füllung zu beurteilen.

Mjör und Haugen (1976) haben in ihrer Arbeit verschiedene klinische Charakteristika von Amalgamfüllungen aufgezählt. Sie unterscheiden zwischen Oberflächen- und Randbeschaffenheit. An der Oberfläche unterscheiden diese Autoren die Charakteristika Rauhigkeit, Korrosion, Verfärbung und Ebenmäßigkeit der Füllungen. Dabei teilen sie ihre Füllungen ein in rauh bzw. glatt, korrodiert oder nicht korrodiert, verfärbt oder nicht verfärbt und eben oder uneben. Die Graduierung ist also ziemlich grob. Für die Randbeschaffenheit unterscheiden die oben genannten Autoren zwischen geringem und großem Randbruch, Überhang der Füllungen, Randkaries und einer eventuellen Lockerung der Füllungen. Cvar und Ryge (1971), Fischer et al. (1970) und Leinfelder (1975) haben ähnliche Kriterien, zum Teil auch für andere Füllungsmaterialien, angegeben.

Stets hat diese klinische Bewertung aber den Nachteil, nur schlecht standardisierbar und noch schlechter graduierbar zu sein. Wir unternahmen daher diese Untersuchungen nur zusätzlich, ohne sie statistisch aufzuarbeiten.

5.1.2 Mikroskopische Kontrolle der Füllungen

Alle Füllungen wurden bei den Nachuntersuchungen weitergehend unter einem Stereo-Auflichtmikroskop unter 20facher Vergrößerung kontrolliert. Durch diese genauere Untersuchung konnten viele Details erst entdeckt und in Einzelprotokollen (Anlage 2) festgehalten werden. Das Untersuchungsverfahren unter einem Mikroskop ist nur dadurch möglich, daß die Füllungen in Prothesenzähne gelegt worden sind. Unter Mikroskopkontrolle wurden dieselben Charakteristika untersucht wie bei der makroskopischen Kontrolle (siehe Abschnitt 5.1.1). Zusätzlich wurden die Füllungen zur Dokumentation noch fotografiert.

5.1.3 Bewertung der Güte des Randschlusses der Füllungen anhand von Fotografien

Nach Ablauf des klinischen Versuches - also nach sechs Monaten - wurde der Zustand der Füllungen standardisiert mit 16facher Vergrößerung fotografisch festgehalten.

Diese Fotografien wurden von drei voneinander unabhängigen Bewertern in Hinsicht auf Randbrüche beurteilt. Anfangsbilder wurden zum Vergleich herangezogen, um Randfehler, die eventuell schon zu Beginn des Versuches vorhanden waren, zu erkennen und entsprechend aus der Wertung herauszunehmen. Eine komplette Auswertung aller Daten ergab, daß die Anfangsfüllungen auch unter stärkerer Vergrößerung nur selten Fehler auswiesen. Waren aber am Anfang bereits Fehler zu erkennen, so konnte ihre Entwicklung während des Versuchszeitraumes fotografisch festgehalten werden. Anhand der Fotografien war dann auch eine spätere Beurteilung der Entwicklung möglich.

In Anlehnung an Veröffentlichungen von Advokaat et al. (1981), Forsten und Kallio (1976), Letzel et al. (1978),

Letzel und Vrijhoef (1981), Mahler et al. (1970, 1973), Mahler und Marantz (1980a, 1980b) und Mjör und Espevik (1980) mußten die drei voneinander unabhängigen Bewerter die Fotografien in fünf Kategorien von Randbruch einordnen. Dazu wurden von den 72 zu bewertenden Fotografien fünf im Ausmaß des Randbruches deutlich voneinander zu unterscheidende Füllungen als Maßstab ausgewählt.(Abb. 15a - e).

Abb. 5a
Grad

Abb. 5b
Grad 2

Abb. 5c
Grad 3

Abb. 5d
Grad 4

Abb. 5e
Grad 5

Aus drucktechnischen Gründen wird der Unterschied im Randbruchausmaß in den hier veröffentlichten Bildern nicht so deutlich wie auf den farbigen Originalbildern. Deshalb hier noch eine Kurzbeschreibung zur zusätzlichen Information für die Graduierung:

Grad 1: Mit Grad 1 wurden nur Füllungen beurteilt, die in keinem Randabschnitt auch nur den kleinsten Defekt aufwiesen ("absolut fehlerfrei", Abb. 15a).

Grad 2: Mit Grad 2 wurden all die Füllungen bewertet, die in fast allen Randabschnitten mit Füllungen von Grad 1 ebenbürtig waren, aber an nur einer Stelle einen kleinen Randfehler hatten ("fast fehlerfrei", Abb. 15b). In dem hier abgebildeten Beispiel ist am oberen Füllungsrand ein kleiner Randfehler erkennbar.

Grad 3: Diese Bewertung erhielten Füllungen, die an mehr als an einer Stelle einen kleinen Randfehler hatten. In der Regel hatten Füllungen mit Grad 3 an mehreren Stellen oder auch in allen Randabschnitten einen kleinen, gerade sichtbaren Randfehler ("kleine Fehler", Abb. 15c).

Grad 4: Dieses Urteil erhielten Füllungen mit mittelgradigen Fehlern, die schon deutlich erkennbar waren ("mittelgradige Fehler", Abb. 15d).

Grad 5: Mit Grad 5 wurden Füllungen beurteilt, die starke Fehler aufwiesen ("starke Fehler", Abb. 15e).

Die Unterscheidung zwischen Grad 1, 2 und 3 erfolgte also durch die Anzahl der Randfehler, wobei die Randfehler bei diesen drei Graden nur eben bereits erkennbar sein durften. Zwischen Grad 3, 4 und 5 wurde durch die

Stärke des Randfehlers unterschieden, wobei Grad 3 gerade erkennbare Fehler aufweist und Grad 5 starke Fehler enthält.

Vergleicht man diese Graduierung mit den oben bereits erwähnten Veröffentlichungen, so ist die hier gebrauchte Beurteilung - insbesondere der Grade 1, 2 und 3 - deutlich strenger.

5.1.4 Durchsägen der Prothesenzähne

Anschließend an die makroskopische, mikroskopische und fotografische Auswertung der Füllungsoberflächen und Füllungsränder wurden die Zähne durchgesägt. Hierdurch wurde das Innere der Füllungen sichtbar und vor allem der Randspalt konnte auch in der Tiefe betrachtet und beurteilt werden.

Um die Prothesenzähne mit den Füllungen durchsägen zu können, mußten sie vorher in Gießharz eingebettet werden. Das Einbetten in Gießharz hatte zwei Gründe. Zum einen konnten dadurch die einzelnen Zähne in eine Sägevorrichtung eingespannt und bei den späteren elektronenmikroskopischen Untersuchungen in einer Arretiervorrichtung befestigt werden, zum anderen wurden dadurch die Außenflächen der Füllungen noch zusätzlich beim Sägen unterstützt und Kantenabsplitterungen beim Sägen weitgehend vermieden.

Es wurde das Gießharz Lekutherm E 571 mit dem Lekutherm-Härter T 3 der Firma Bayer AG verwendet. Dieses Gießharz bildet ein bei Raumtemperatur härtendes, gut verarbeitbares Epoxidharzsystem für viele Einsatzgebiete. Entscheidend für diese Arbeit war, daß das Gießharz bei Raumtemperatur mit relativ geringer Reaktionswärme aushärtet. Die temperaturempfindlichen Amalgamfüllungen, bei denen nach Pilz et al. (1980) bereits bei Temperaturen von etwa 65 °C eine Enthomogenisierung des

Kristallgefüges stattfindet, wurden also beim Aushärten des Harzes nicht geschädigt.

Bei einem Mischungsverhältnis von Lekutherm E 571 zu Lekutherm-Härter T 3 von 100 zu 25 Gewichtsteilen werden vom Hersteller folgende Eigenschaften der Gießharzmasse, also der Harz-Härter-Mischung, angegeben:

Tabelle 7:

Verarbeitungstemperatur:	Raumtemperatur
Anfangsviskosität bei 20 °C:	ca. 1000 mPa s
Gebrauchsdauer (Topfzeit) von	100 g Gemisch ca. 50 Minuten
von	1 kg Gemisch ca. 35 Minuten
Aushärtung:	Bei Raumtemperatur innerhalb 24 Stunden

Die Prothesenzähne wurden nun in durchsichtige, zylindrische Kunststoffformen mit einem Durchmesser von 2 cm und einer Länge von 4 cm eingegossen. Dazu wurden die Zähne jeweils auf einem konusförmigen Sockel festgeklebt, wie er in Abb. 16 zu erkennen ist.

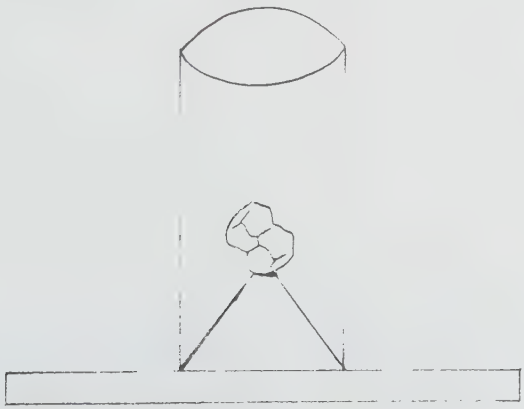


Abb. 16: Einbetten der Prothesenzähne zum Gießen

Nach dem Aushärten des Gießharzes wurde der Befestigungssockel, der den Zahn nur beim Ausgießen fixieren sollte, wieder entfernt. Durch die niedrige Viskosität der Harz-Härter-Mischung bei Raumtemperatur wurden auch kleine Unebenheiten von dem Gießharz ausgefüllt und der einzugießende Zahn jeweils vollkommen umschlossen.

Die Zähne sind so auf dem Sockel positioniert worden, daß die bukkalen und okklusalen Füllungen der Zähne sich in einer zur Zylinderachse senkrechten Ebene befanden. Wurden nun die Zähne in genau dieser Ebene durchgesägt, so erhielt man einen Querschnitt durch beide Füllungen.

Das Durchsägen der Füllungen geschah mit einer Isomet Low-Speed-Saw der Buehler Ltd., USA. Hierbei handelt es sich um ein mit feinsten Diamanten belegtes rotierendes Sägeblatt von 0,3 mm Breite. Es wurde unter ständiger Wasserkühlung mit nur geringem Druck und 200 U/min gesägt. Durch diese Versuchsbedingungen wurde die Hitzeentwicklung beim Sägen gering gehalten.

Da die Zähne vorher in Gießharz eingegossen waren, wurden Sägeartefakte durch Absplitterungen weitgehend vermieden. Nach dem Sägen wurden die Querschnitte noch mit Tonerde poliert.

5.1.5 Untersuchung der durchgesägten Zähne

Die Querschnitte wurden zunächst unter dem Stereo-Auflichtmikroskop unter 20facher Vergrößerung untersucht. Es wurde dabei auf den Füllungsspalt und auf Porositäten oder Inhomogenitäten im Füllungskörper geachtet.

Es wurden dann sechs Querschnitte repräsentativ herausgesucht, die elektronenmikroskopisch weiter untersucht wurden. Dabei enthielten drei Querschnitte jeweils einen Keramikzahn mit Amalgam A, B und C und die restlichen drei Querschnitte Kunststoffzähne mit dem Amalgam A, B und C.

Im einzelnen wurden dabei folgende Zähne ausgesucht:

Tabelle 8:

Zahn-Nr.	Zahnmaterial	Amalgamtyp
2/36	Keramik	A
3/36	"	B
3/46	"	C
3/26	Kunststoff	A
3/14	"	B
2/26	"	C

Mit diesen sechs Querschnitten sollte zunächst die Technik der elektronenmikroskopischen Auswertung erprobt werden. Gleichzeitig sollten mit diesen sechs Querschnitten in Form einer Pilotstudie erste signifikante Unterschiede im Materialverhalten erkannt werden, um sinnvolle Parameter für weitere Untersuchungen aufzuzeigen.

Es wurden rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen von diesen Querschnitten erstellt. Das Rasterelektronenverfahren ist nach Leonhardt (1977) eine elektronenmikroskopische "Auflicht"-Methode, bei der ein Elektronenstrahl die mit Metall beschichtete Oberfläche eines Präparates abtastet. Das stark auflösende Verfahren hat erhebliche Bedeutung gewonnen, es gibt ein räumliches Bild von Oberflächenstrukturen bei großer Tiefenschärfe (Abb. 17).

In Abbildung 17 erkennt man eine rasterelektronenmikroskopische Aufnahme (REM) mit emittierten Sekundärelektronen des rechten Randes der okklusalen Füllung des Zahnes 3/46 (Vergrößerung x 600). Links ist die Amalgamfüllung als relativ heller Bereich erkennbar, rechts der Keramikzahn, oben das Gießharz.

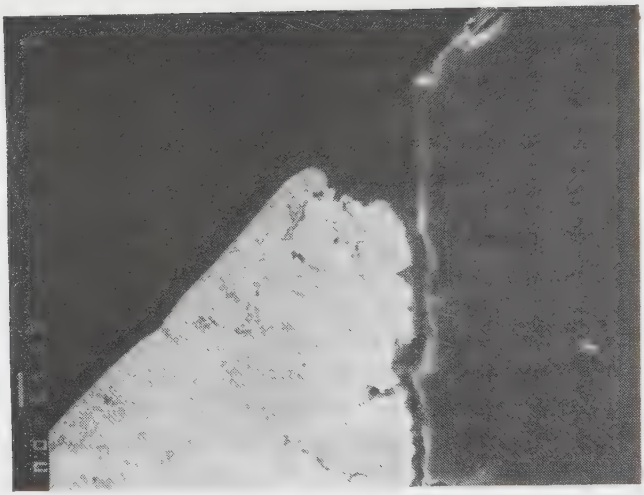


Abb. 17: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme (REM) mit emittierten Sekundärelektronen des Zahnes 3/46 (⟼ = 10 µm), Erklärung im Text

Das Prinzip des Rasterelektronenmikroskops (im folgenden kurz REM genannt, engl. Scanning Electron Microscope, SEM) ist in Abbildung 18 skizziert.

In der Mikroskopsäule wird der Durchmesser des Elektronenstrahles durch zwei bis drei magnetische Linsen elektronenoptisch verkleinert, so daß auf dem Präparat ein Sondendurchmesser von 50 bis 200 Å Durchmesser vorliegt. Ein Ablenkgenerator sorgt für die zeilenförmige Abrasterung des Präparates durch die Elektronensonde. Synchron dazu entsteht ein Bild in einer separaten Bildröhre. Die emittierten Sekundärelektronen (SE) und/oder rückgestreuten Elektronen (RE) werden von geeigneten Detektoren erfaßt. Das Signal dient nach Passieren des Video-Verstärkers zur Helligkeitsmodulation der Bildröhre.

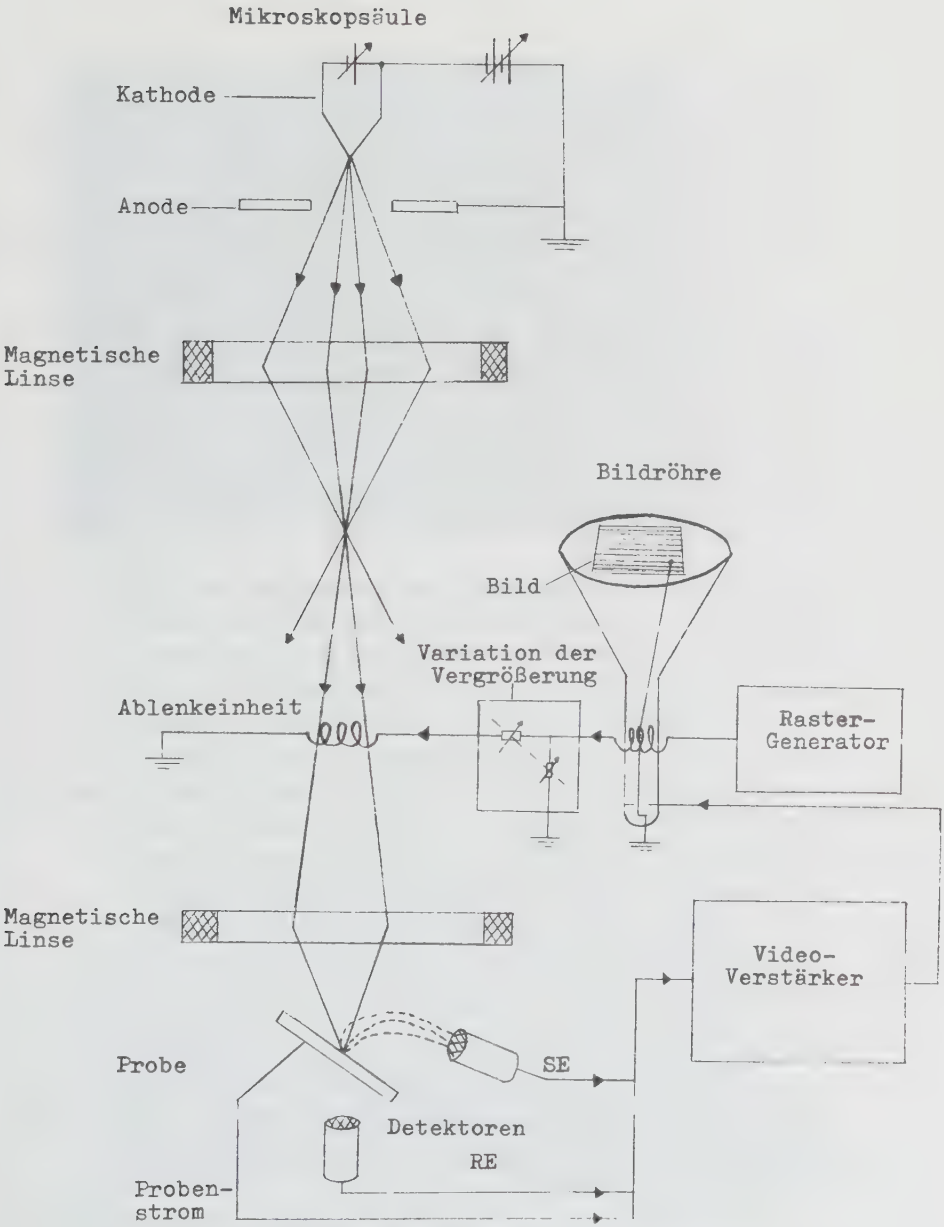


Abb. 18: Prinzipieller Aufbau und Wirkungsweise des Rasterelektronenmikroskops (nach Reimer und Pfefferkorn, 1973)

Während bei einem Lichtmikroskop mit zunehmender Vergrößerung die Schärfentiefe stark abnimmt, läßt sich mittels eines REM jede Oberfläche unmittelbar mit großer Schärfentiefe abbilden, sofern das Objekt vakuumbeständig und die Oberfläche elektrisch leitend ist (Reimer und Pfefferkorn, 1973, Seiler, 1968).

Die Querschnitte von den Amalgamfüllungen wurden deshalb vor den elektronenmikroskopischen Aufnahmen unter Vakuum mit einer dünnen Goldschicht bedampft.

In der Arbeit von Horst (1976) wird ebenfalls kurz das rasterelektronenmikroskopische Verfahren - insbesondere für Untersuchungen an zahnärztlichen Amalgamen - beschrieben.

Arbeitet man mit rückgestreuten Elektronen statt mit emittierten Sekundärelektronen, so erhält man elektronenmikroskopische Bilder, die zwar schlechter die Topographie wiedergeben, dafür aber einen besseren Kontrast zwischen den verschiedenen Materialien abgeben. Diese Aufnahmetechnik wird nachfolgend kurz Materialkontrast genannt. Die Anzahl der rückgestreuten Elektronen ist abhängig von der Ordnungszahl Z des Materials, auf das die Elektronen treffen. Materialien mit hoher Ordnungszahl streuen mehr Elektronen als Materialien mit niedriger Ordnungszahl zurück. Diese Materialeigenschaft ist in Tabellen in Form von Rückstreukoeffizienten η aufgeführt.

Bei den in dieser Arbeit angefertigten Querschnitten streuen das Gießharz und die Prothesenzähne fast überhaupt keine Elektronen zurück, so daß diese Bereiche auf den elektronenmikroskopischen Aufnahmen schwarz erscheinen (Abb. 19).

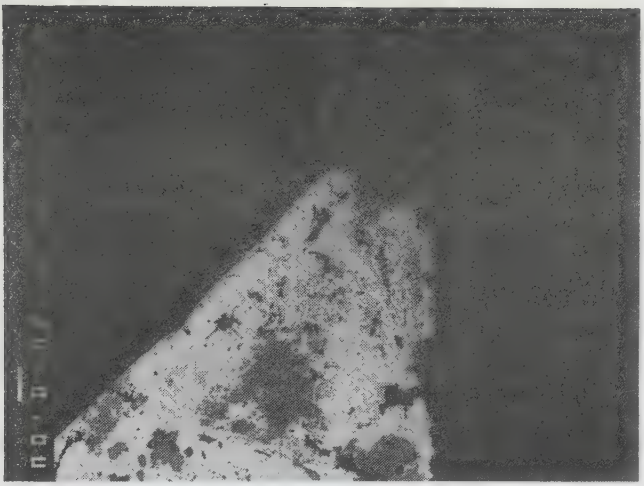


Abb. 19: Elektronenmikroskopische Aufnahme (Materialkontrast) mit rückgestreuten Elektronen des rechten Randes der okklusalen Füllung des Zahnes 3/46. (Vergrößerung x 600, ⟼ = 10 µm). Es ist hier der gleiche Bereich wie in Abbildung 17 fotografiert worden. Die Keramikmasse ist wie das Gießharz bei dieser Aufnahmetechnik mit rückgestreuten Elektronen (Materialkontrast) nicht mehr zu erkennen. Die einzelnen Phasen des Amalgams sind dafür deutlich zu unterscheiden.

Eine andere Möglichkeit, Bilder zu erzeugen, besteht in der Messung der von einem feinen Elektronenstrahl ausgelösten charakteristischen Röntgenstrahlung. Die Quantenenergien der charakteristischen Strahlung lassen sich aus den Energietermen des Bohrschen Atommodells berechnen (Reimer und Pfefferkorn, 1973). Zwischen der Wellenlänge dieser Strahlung und der Kernladungszahl der Elemente besteht nach dem Moseleyschen Gesetz ein eindeutiger Zusammenhang (Reimer und Pfefferkorn, 1973).

Im Wellenlängendispersionsverfahren wird nun die Röntgenstrahlung einer bestimmten einstellbaren Wellenlänge mittels eines Proportionalzählrohres gemessen und auf einem Bildschirm dargestellt. Auf diese Weise entstehen Elementverteilungsaufnahmen (Abb. 22 und 23).

Es werden nun kurz die oben beschriebenen drei elektronenmikroskopischen Verfahren in den Abbildungen 20, 21, 22 und 23 gegenübergestellt.

Abbildung 20 zeigt eine rasterelektronenmikroskopische Aufnahme mit emittierten Sekundärelektronen in mittlerer Spalttiefe des oberen Füllungsrandes der bukkalen Füllung des Zahnes 3/46. Am oberen Bildrand ist die Keramikmasse erkennbar, den Rest des Bildes füllt die Amalgamfüllung aus. Deutlich ist die Oberflächentopographie erkennbar.

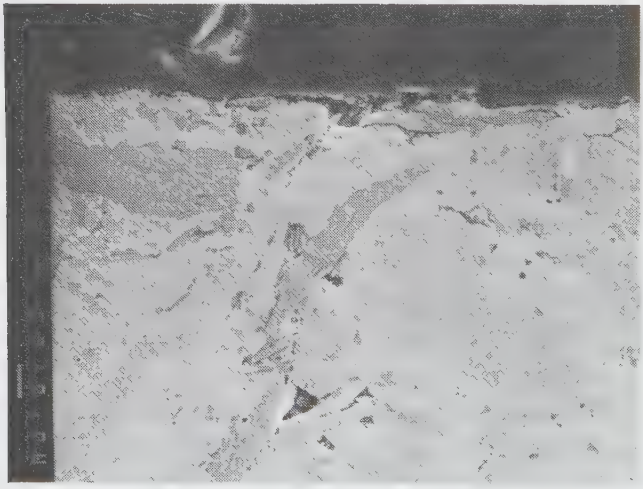


Abb. 20: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme mit emittierten Sekundärelektronen des Zahnes 3/46 (Vergrößerung x 600, ⟼ = 10 µm)

Abbildung 21 zeigt denselben Ausschnitt aus dem Zahn 3/46 bei einer rasterelektronenmikroskopischen Aufnahme mit rückgestreuten Elektronen. Deutlich sind verschiedene Phasen im Amalgam zu unterscheiden. Die Keramikmasse am oberen Rand streut fast überhaupt keine Elektronen zurück und erscheint deshalb schwarz.

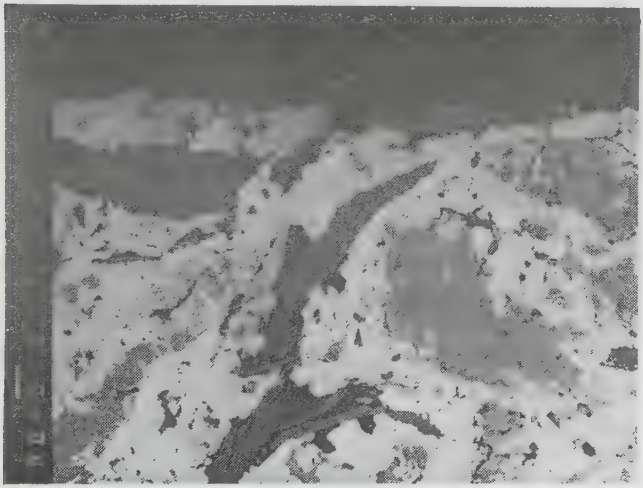


Abb. 21: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme mit rückgestreuten Elektronen (Materialkontrast) des Zahnes 3/46 (Vergrößerung x 600, ⟝⟞ = 10 µm

In Abbildung 22 ist eine elektronenmikroskopische Aufnahme nach dem Wellenlängendispersionsverfahren wiedergegeben. In dieser Aufnahme ist die Röntgenstrahlung der charakteristischen Wellenlänge von Kupfer mittels eines Proportionalzählrohres gemessen, auf einem Bildschirm dargestellt und fotografiert worden. Diese Aufnahme zeigt also die Verteilung von Kupfer an.

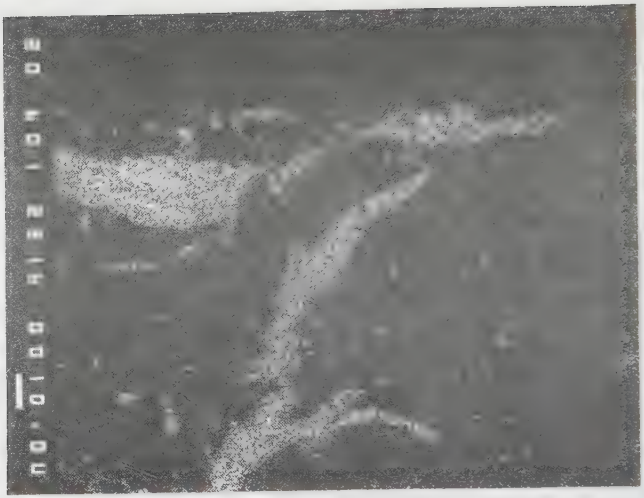


Abb. 22: Elementverteilungsaufnahme für Kupfer nach dem Wellenlängendispersionsverfahren (Vergrößerung x 600, ⟼ = 10 µm), gleicher Ausschnitt wie in Abb. 20 und 21

In Abbildung 23 ist eine Elementverteilungsaufnahme für Quecksilber wiedergegeben. Die Aufnahmetechnik entspricht der in Abbildung 22, nur wurde hier nicht die Röntgenstrahlung der charakteristischen Wellenlänge von Kupfer sondern von Quecksilber aufgezeichnet.

In den Abbildungen 20 - 23 ist jeweils derselbe Randbereich der bukkalen Füllung des Zahnes 3/46 dargestellt. Die Zahl 3 in der Kodenummer 3/46 gibt an, daß dieser Zahn in der Prothese des Patienten 3 war; die Zahl 46 gibt an, daß es sich um den rechten unteren ersten Molaren handelt.

Wie man aus der Randomliste entnehmen kann, handelt es sich in diesem Fall, um einen mit dem Amalgam C gefüllten Prothesenzahn. Amalgam C ist eine konventionelle Legierung mit einem Zusatz von 7 % lamellarem Kupfer (Tabelle 3). Deutlich kann man anhand der Abbildung 22,

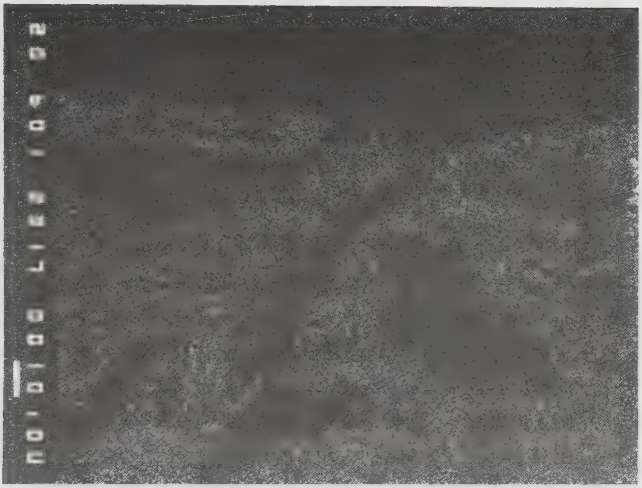


Abb. 23: Elementverteilungsaufnahme für Quecksilber nach dem Wellenlängendispersionsverfahren (Vergrößerung x 600, ⊢⊣ = 10 µm), gleicher Ausschnitt wie in Abb. 20, 21 und 22

die selektiv die Kupferverteilung wiedergibt, die Kupferlamellen identifizieren. In der Abbildung 21 kann man die Kupferlamellen ebenfalls mit Kenntnis der Abbildung 22 erkennen, während die Differenzierung der Kupferteile in Abbildung 20 schon schwerer wird. Abbildung 21 gibt besser den Materialkontrast wieder und Abbildung 20 besser den Füllungsrand und die Oberflächenstruktur. Durch die hohe Tiefenschärfe der Aufnahmen mit emittierten Sekundärelektronen (Abb. 20) erkennt man gut einen Randfehler im Bereich einer am Kavitätenrand gelegenen Kupferlamelle. Die Aufnahme mit rückgestreuten Elektronen (Abb. 21) läßt besser erkennen, daß sich bei diesem Amalgam die Kupferlamellen nicht mit der Füllungsmatrix verbunden haben. Stets ist um die Lamellen ein kleiner schwarzer Spalt erkennbar. Man beachte aber bei der Einschätzung der

recht erheblich aussehenden Dimensionen, daß es sich hier um eine 600fache Vergrößerung handelt.

Abbildung 23 gibt die Quecksilberverteilung an. Deutlich sind die im Bild dunkel erscheinenden, nicht punktierten Kupferlamellen zu sehen. Weiter sind in dieser Aufnahme aber auch die Partikel der γ-Phase zu erkennen, die nicht amalgamiert worden sind. Diese Phase mit der chemischen Formel Ag_3Sn enthält kein Quecksilber und erscheint auf dieser Aufnahme daher neben den Kupferpartikeln ebenfalls dunkel. Mit der Quecksilberverteilungsaufnahme werden selektiv die γ_1-und γ_2-Phase erfaßt. Nur im Bereich dieser Phasen sind weiße Punkte. Die γ_1-Phase bildet die Füllungsmatrix und erscheint in Abbildung 20 und 21 als weiße Fläche. Bei kritischem Vergleich der Elementverteilungsaufnahmen mit der Materialkontrastaufnahme (Abb. 21) und der Sekundärelektronenaufnahme (Abb. 20) kann man neben der γ_1-Phase auch γ_2-Phase identifizieren.

Während die γ_1-Phase die weiße Grundfläche in Abbildung 20 und 21 bestimmt, erkennt man den unverbrauchten Rest an γ-Phase als gröbere, unscharf begrenzte Partikel und die neugebildete γ_2-Phase als kleinere, scharfrandig begrenzte Füllungsanteile.

Es ist also mit elektronenoptischen Methoden relativ einfach möglich,die verschiedenen Phasen des Amalgams anhand der charakteristischen Struktur zu differenzieren. Dies ermöglicht neben der reinen Beschreibung von Füllungsveränderungen bei kritischem Vergleich und vorsichtiger Wertung der verschiedenen Aufnahmetechniken eine genauere Diagnostik und den Versuch einer Interpretation des Mechanismus der Amalgamierung und der Entwicklung von Randfehlern.

In Hinsicht auf das Thema dieser Arbeit interessiert gerade der Bereich des Füllungsrandes am meisten. Dieser Bereich wird am besten bei rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen mit emittierten Sekundärelektronen wiedergegeben. Aufgrund der elektronen-

rechtwinklige Füllungskante bei merkuroskopischer Expansion nicht ab.

Mit dieser Arbeit sollte nicht in diese Diskussion eingegriffen werden, zumal es hier nicht um präparatorische Fragestellungen geht. Dennoch konnten bei den elektronenmikroskopischen Nachuntersuchungen auch zu dieser Thematik interessante Detailfotos erstellt werden.

Zusätzlich zu den okklusalen Füllungen wurden im distalen Bereich der Bukkalflächen noch bukkale Kavitäten präpariert.

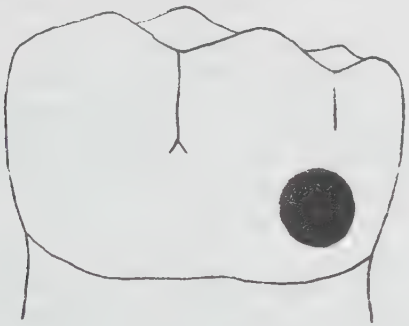


Abb. 4: Grundform der bukkalen Kavitäten

Diese Füllungen wurden kreisrund gestaltet mit einem Durchmesser von ca. 2 mm und einer Tiefe von ebenfalls ca. 2 mm. Auch hier waren die Kavitätenwände parallel zueinander und rechtwinklig zum Kavitätenboden. Aufgrund der glatten bukkalen Zahnoberfläche war es hier allerdings, im Gegensatz zu den okklusalen Füllungen, möglich, die Kavitätenwände im Winkel von annähernd 90° zur Zahnoberfläche zu präparieren. Dies scheint auch bei der Auswertung wichtig zu sein.

Abb. 5: Querschnitt durch einen mit einer bukkalen und einer okklusalen Füllung versorgten Zahn

3.2 Präparationstechnik für Kavitäten in Kunststoff- und Keramikzähnen

Die Präparation von Füllungskavitäten in Kunststoffzähnen ist relativ einfach. In dieser Arbeit erfolgte die Präparation mit walzenförmigen Diamanten (ISO Nr. 018) im roten Winkelstück (U/min = 120 000). Die relativ rauhe Oberfläche der Kavitätenwände wurde anschließend mit walzenförmigen Stahlfinierern (ISO Nr. 018) im blauen Winkelstück (U/min = 40 000) geglättet.

Ohne Finieren wurden an Kavitätenwänden natürlicher Zähne Rauhigkeiten bis 250 µm festgestellt (Rümann, 1980). Da jeder rauhe Kavitätenrand aber nach Pantke (1973) ein Ansatzpunkt für neue Karies sein kann und zusätzlich der Kavitätenrand durch die Rauhigkeit deutlich verlängert wird (Jørgensen, 1977), kommt dem Finieren eine besondere Bedeutung zu. Pantke (1973), Ketterl (1974) Stachniss und Motsch (1980) heben weiter noch hervor, daß erst durch das Finieren eine gute Adaptation der Amalgampaste an die Präparationsflächen zu erreichen ist.

Wie kommt es zu diesen Randfehlern?

Die Risse und Kantenfrakturen sind als Folge der verstärkten Spaltbildung und der mangelhaften Unterstützung der Füllungen durch die Kavitätenwand zu erklären. Jørgensen (1977) beschreibt den Mechanismus der Druckbelastungsfraktur als Bruch der Amalgamkante unter Belastung bei einer Spaltbreite, die größer ist als die Strecke, die die Amalgamkante ohne Fraktur abbiegen kann. Die Druckbelastungsfrakturen treten also auf, wenn eine Füllungskante nicht mehr von der Kavitätenwand unterstützt wird (Jørgensen, 1977). Risse sind dabei als Vorläufer von Frakturen anzusprechen. Besonders anschaulich zeigen die Abbildungen 39 und 40 diesen Zusammenhang.

Gerade der Kunststoffzahn ist nicht so gut wie der Keramikzahn in der Lage, die Amalgamfüllungen zu unterstützen. Beim direkten Vergleich der physikalisch-technischen Werte von Kunststoff, Keramik und Schmelz (Tabelle 1: nach Marxkors und Meiners, 1978) zeigen sich deutlich schlechtere Werte für Kunststoff beim Elastizitätsmodul, der Druckfestigkeit und der Brinellhärte. Keramik und Schmelz verhalten sich dagegen ähnlich gut.

Aufgrund dieser technischen Schwächen des Kunststoffzahnes sind dessen Füllungen weit mehr mechanischen Kräften ausgesetzt als die Füllungen in Keramikzähnen. Nach Aussagen von Espevik, 1977, Forsten und Kallio, 1976, Gjerdet und Espevik, 1978, Reese et al., 1983 und Vrijhoef und Driessens, 1974 scheinen aber gerade mechanische Kräfte eine wichtige Rolle beim Randbruch und der Korrosion von Amalgamfüllungen zu spielen.

Nach Pohling (1965) und Marxkors und Meiners (1978) nehmen Akrylate bis zu 2 Gew % Wasser unter Quellung auf. Dies könnte eine zusätzliche Belastung für Amalgamfüllungen in Kunststoffzähnen darstellen.

Die von Benedix und Bock (1982) und Forsten und Kallio (1976) ermittelten starken Randbrüche von Amalgamfüllungen

in Kunststoffzähnen scheinen also - wie es in dieser Arbeit beim direkten Vergleich von Keramik- und Kunststoffzähnen zu sehen ist - vor allem vom Prothesenzahnmaterial abzuhängen. Bei Forsten und Kallio (1976) war der mechanische Einfluß noch zusätzlich durch Anschrägen der Kavitätenränder mit einem konusförmigen Diamantschleifer verstärkt worden, so daß dort die Randbrüche besonders ausgeprägt waren.

Amalgamfüllungen in Kunststoffzähnen können also die klinische Situation von Amalgamfüllungen in natürlichen Zähnen nicht imitieren. Dennoch sind Untersuchungen mit Kunststoffzähnen sinnvoll, weil dadurch eine Differenzierung des Einflusses der mechanischen Faktoren und der Korrosion möglich wird. Forsten und Kallio (1976) sprachen bei ihrer Versuchsanordnung von einer Reduzierung des Korrosionseinflusses auf ein Minimum und einer Beschleunigung des Randbruches durch Schwächung der Amalgamfüllungen infolge ihrer speziellen Kavitätenpräparation.

In dieser Arbeit erlauben die elektronenoptischen Aufnahmen an Sägeschnitten von Füllungen in Kunststoffzähnen einen besseren Einblick in den Zusammenhang von Kantenfraktur, Spaltbreite und mechanischen Einflüssen als bei Füllungen in Keramikzähnen (Abb. 35 - 40). Keramikzähne hingegen erlauben eine bessere Differenzierung zwischen den einzelnen Amalgamlegierungen. Da die mechanischen Faktoren bei Keramik weniger Einfluß als bei Kunststoff haben und die physikalisch-technischen Werte von Keramik und Schmelz relativ gut übereinstimmen, sind bei Amalgamfüllungen in Keramikzähnen die Randveränderungen als Ergebnis des Zusammenwirkens von Korrosion und Mechanik ähnlich den Verhältnissen an natürlichen Zähnen zu interpretieren.

Neben den signifikanten Unterschieden zwischen Füllungen in Keramik und Kunststoffzähnen konnten auch eindeutige

mikroskopischen Aufnahmen der oben angegebenen sechs ausgewählten Prothesenzähne (Tabelle 8) schien sich das Randverhalten zwischen den Amalgamen A und B zu unterscheiden.

Es wurden deshalb zu einer zweiten elektronenmikroskopischen Aufnahmenserie gezielt Keramikzähne, die mit den Amalgamen A und B gefüllt waren, ausgesucht und mit emittierten Sekundärelektronen untersucht. Von den durchgesägten Zähnen wurden jeweils beide Zahnhälften mikroskopiert und bewertet. Eine Zahnhälfte bekam zur Unterscheidung dann jeweils ein K (K für Konter) als Zusatz zur Kodenummer (Beispiel: Bis jetzt wurden nur Aufnahmen einer Hälfte des Zahnes 3/46 besprochen. Die andere Hälfte bekam die Kodenummer 3/46 K).

Im einzelnen wurden bei dieser zweiten Aufnahmeserie die folgenden Zähne mikroskopiert und fotografiert. Alle Aufnahmen wurden mit 300facher Vergrößerung gemacht.

Tabelle 9:

Zahn-Nr.	Zahnmaterial	Amalgamtyp
2/45	Keramik	A
3/45	"	A
3/34	"	A
2/45 K	"	A
2/36 K	"	A
3/45 K	"	A
3/34 K	"	A
2/46	"	B
2/35	"	B
3/44	"	B
2/46 K	"	B
2/35 K	"	B
3/44 K	"	B
3/36 K	"	B

Zur Auswertung lagen zunächst nur Fotografien im Format 5 cm x 6,5 cm vor. Die Randspalten hatten maximal eine Breite von 2 mm auf den Fotografien. Meistens lag die Breite der Randspalten sogar im Bereich von 0 - 1 mm. Meßtechnisch war es also sehr schwierig, diese Spalten auszuwerten. Deshalb wurden die Spalten zwischen Zahn und Kavitätenwand mit Hilfe eines Episkops nochmals fünffach vergrößert auf A4-Bogen aufgezeichnet.

An einem Beispiel wird dieses Verfahren demonstriert. Abbildung 24 zeigt den rechten Rand der okklusalen Füllung des Zahnes 2/36 in 600facher Vergrößerung.

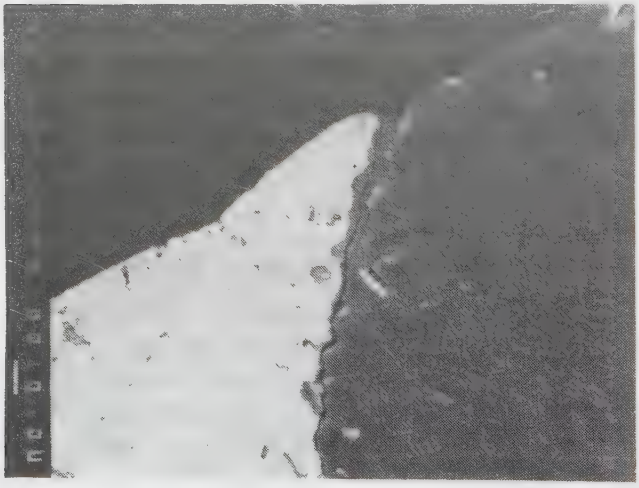


Abb. 24: Rechter Rand der okklusalen Füllung des Zahnes 2/36, Vergrößerung x 600, ⟝⟞ = 10 µm

Diese Fotografie lag ursprünglich nur im Format 5 cm x 6,5 cm vor. Sie wurde über ein Episkop mit fünffacher Vergrößerung auf eine weiße Fläche projiziert. Den dabei aufgezeichneten Randspalt zeigt Abbildung 25.

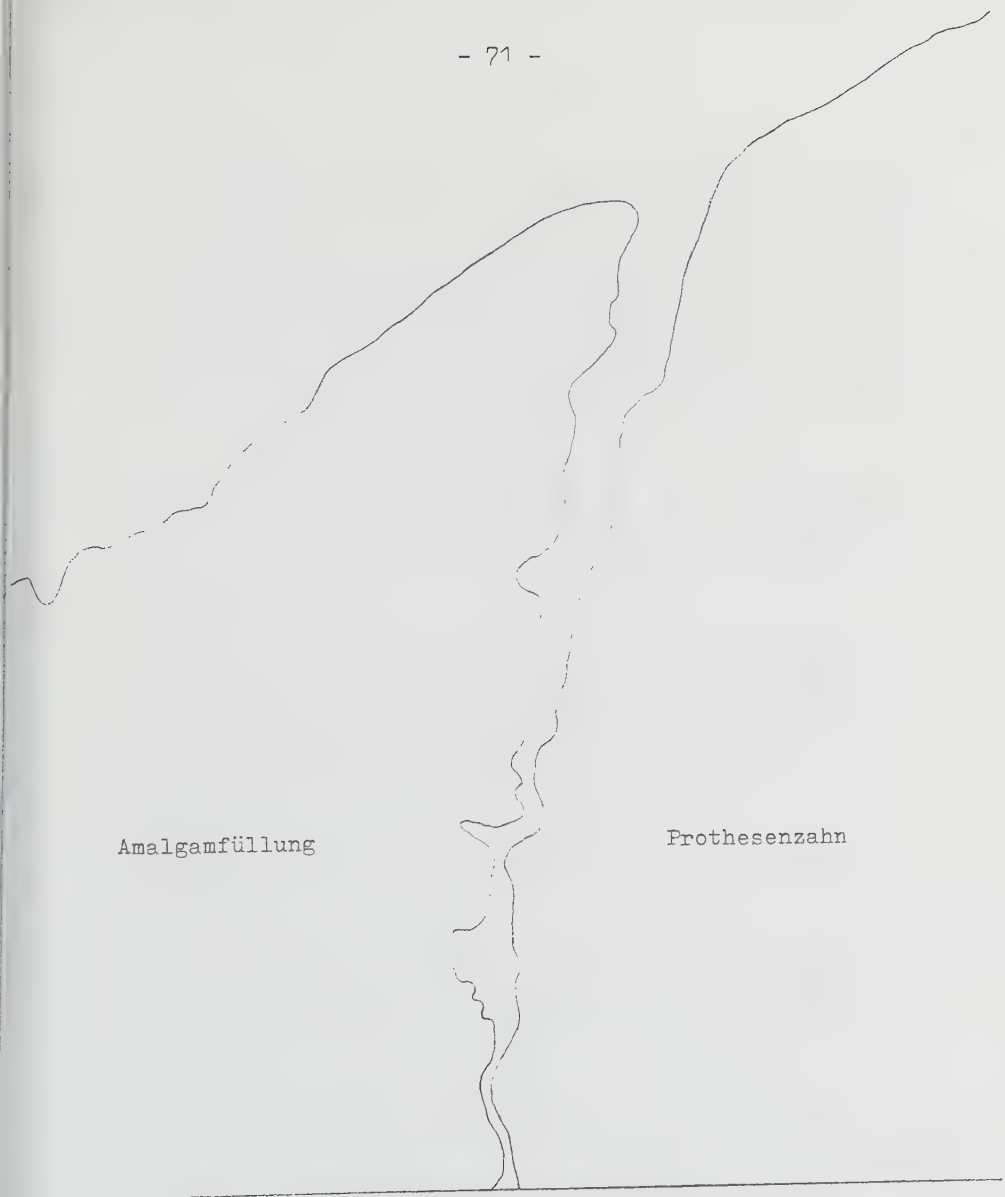


Abb. 25: Mit Hilfe eines Episkops skizzierter Randspalt des rechten Randes der okklusalen Füllung des Zahnes 2/36 zur Ausmessung der Spaltbreite.
⊢——⊣ = 10 µm, Vergrößerung x 1750

In dem hier demonstrierten Beispiel wäre die zusätzliche Skizze eigentlich nicht nötig, da die Vergrößerung (x 600) so hoch ist, daß sich der Spalt bereits auf der elektronenmikroskopischen Aufnahme deutlich zeigt. Normalerweise wurde aber nur mit 300facher Vergrößerung gearbeitet und oft waren die Randspalten viel schmaler, so daß dann ohne Episkop keine Auswertung mehr möglich war. Außerdem lagen die meisten Aufnahmen nur im Format 5 cm x 6,5 cm vor.

5.2 Ergebnisse

In dieser Arbeit wurden am Anfang zwar vier OK-UK-Vollprothesen mit insgesamt 96 Füllungen versorgt. Die Füllungen einer Vollprothese konnten aber nicht mit nachuntersucht werden, da ein Patient im Versuchszeitraum leider verstarb. Die nachfolgenden Ergebnisse sind auf der Basis der restlichen 72 Füllungen ermittelt worden.

5.2.1 Ergebnisse der makroskopischen Kontrolle der Füllungen

Zu Beginn des klinischen Versuchs sind die Amalgamfüllungen hochglänzend poliert worden. Der Füllungsrand keiner Füllung war mit einer zahnärztlichen Sonde tastbar. Die Füllungen saßen exakt im Niveau der Zahnoberfläche.

Bereits nach einem Monat aber wiesen die okklusalen Amalgamfüllungen, die in Kunststoffzähnen gelegt worden waren, einen mit einer Sonde tastbaren Füllungsrand auf. Dieser Übergang war stets nur schwach zu tasten, und man benötigte dazu Sonden mit einem Krümmungsradius von unter 25 µm.

Bei den okklusalen Amalgamfüllungen in Keramikzähnen war dagegen nach einem Monat an keiner Füllung ein Übergang vom Zahn zur Füllungsoberfläche zu tasten. Nach einem Monat also war schon ein signifikanter Unterschied zwischen den okklusalen Amalgamfüllungen in Kunststoffzähnen und den Keramikzähnen sichtbar.

Die bukkalen Füllungen verhielten sich deutlich anders als die okklusalen. An den bukkalen Füllungen war unabhängig vom Prothesenzahnmaterial kein oder kaum ein Randspalt mit einer Sonde zu tasten oder makroskopisch zu erkennen. Dieser bereits nach einem Monat sichtbare signifikante Unterschied zwischen den okklusalen und bukkalen Füllungen konnte auch bei den Nachuntersuchungen nach drei und sechs Monaten bestätigt werden.

Die okklusalen Füllungen in Kunststoffzähnen wiesen nach drei und sechs Monaten stärkere, mit der Sonde nun recht deutlich zu tastende Randspalten auf, während in Keramikzähnen die Amalgamfüllungen ihren hervorragenden Randschluß auch nach drei und sechs Monaten behielten. Zwischen den drei verwendeten Amalgamen war dagegen selbst nach sechs Monaten kein signifikanter Unterschied feststellbar.

Die am Anfang hochglänzend polierten Oberflächen der Amalgamfüllungen waren bereits bei der ersten Nachuntersuchung nach einem Monat unabhängig vom Prothesenzahnmaterial, vom Amalgamtyp und der Füllungslokalisation nur noch mattglänzend. Die bukkalen Füllungen wiesen zusätzlich sowohl im Oberkiefer als auch im Unterkiefer eine stärkere Verfärbung auf als die okklusalen. Die Oberflächenbeschaffenheit änderte sich von der ersten Nachuntersuchung nach einem Monat bis zu den Nachuntersuchungen nach drei und nach sechs Monaten nur noch unwesentlich. Die Verfärbung der bukkalen Füllungen steigerte sich dagegen im Laufe des Versuchszeitraumes.

Die makroskopischen Versuchsergebnisse kann man also folgendermaßen zusammenfassen:

a) Die okklusalen Amalgamfüllungen weisen in Kunststoffzähnen deutlich stärkere Randfehler auf als in Keramikzähnen.

b) Der Randfehler ist abhängig von der Füllungslokalisation. Die okklusalen Füllungen weisen signifikant mehr Randfehler auf als die bukkalen.

c) Die Stärke der Randfehler ist abhängig von der Liegedauer der Füllungen. Nach einem Monat sind bereits die ersten Randfehler bei okklusalen Füllungen in Kunststoffzähnen zu erkennen.

d) Auch nach sechs Monaten ist makroskopisch noch kein Unterschied zwischen den Füllungsmaterialien sichtbar.

e) Es bestehen nur geringe Unterschiede zwischen den Befunden bei verschiedenen Patienten.

f) Bereits nach einem Monat ist der anfängliche Hochglanz der Amalgamfüllungen verblaßt. Zurück bleibt eine immer noch hervorragende, mattglänzende Oberfläche.

g) Bukkale Amalgamfüllungen verfärben sich mehr als okklusale.

5.2.2 Ergebnisse der mikroskopischen Kontrolle der Füllungen

Die mikroskopische Kontrolle unter einem Stereo-Auflichtmikroskop mit 20facher Vergrößerung diente als zusätzliche Hilfe bei Detailfragen.

Während bei der makroskopischen Kontrolle nur unterschieden werden konnte, ob mit einer zahnärztlichen Sonde ein Füllungsrand tastbar war oder nicht, konnten unter dem Mikroskop die Randfehler genauer inspiziert und dabei als Randbrüche identifiziert werden. Die Ergebnisse der mikroskopischen Kontrolle deckten sich gut mit den makroskopischen Ergebnissen. Die Mikroskopkontrolle gab genauere Befunde und zusätzliche Sicherheit bei der Auswertung.

Waren zum Beispiel bereits am Anfang kleine Randfehler durch fehlerhafte Stopftechnik unter dem Mikroskop zu erkennen, so wiesen diese Randbereiche auch bei den Nachkontrollen stets stärkere Randveränderungen auf als anfangs fehlerlose Randbereiche. Die makroskopischen Randkontrollen waren für solche Befunde zu grob.

Zusammenfassend kann man sagen:

a) Die Mikroskopie ist eine wichtige Hilfe zur Makroskopie bei Detailfragen.

b) Die Ergebnisse der Mikroskopie bestätigen exakt die Ergebnisse der sehr gründlichen makroskopischen Kontrollen.

c) Die Randfehler sind gerade bei den okklusalen Füllungen in Kunststoffzähnen mikroskopisch als Randbrüche zu identifizieren.

d) Wiesen Amalgamfüllungen bereits am Anfang kleine Randfehler auf, so waren die Veränderungen bei den Nachuntersuchungen in diesen Randbereichen auch am stärksten.

5.2.3 Ergebnisse der fotografischen Auswertung der Füllungen nach sechs Monaten

In Abschnitt 5.1.3 ist bereits die Methodik der fotografischen Auswertung beschrieben worden. Drei voneinander unabhängige Bewerter ordneten Fotografien von 72 Füllungen nach sechs Monaten Tragezeit in eine Skala von 1 - 5 ein.

Die Tabellen 10 und 11 geben das Ergebnis dieser Auswertung an. Die erste Zahl jeder Zahnnummer ist die Randomnummer der Patienten. Die Randomnummer 1 taucht nicht auf, da dieser Patient verstarb.

Die weiteren zwei Zahlen jeder Zahnnummer geben die Lokalisation jedes Zahnes in der Prothese nach dem zweiziffrigen internationalen Zahnschema an. Mit den Großbuchstaben A, B und C werden die für jeden Zahn verwendeten Füllungsmaterialien genannt, und mit den Kleinbuchstaben k, l und m sind die drei Bewerter bezeichnet worden.

Die Tabelle 10 gibt die Ergebnisse der Auswertung der okklusalen Füllungen an, Tabelle 11 die Ergebnisse bei den bukkalen Füllungen.

Tabelle 10: Bewertung der Fotografien der okklusalen Füllungen nach sechs Monaten Tragezeit durch drei Bewerter

Zahn-Nr.	Amalgam-typ	Grad 1 k	l	m	Grad 2 k	l	m	Grad 3 k	l	m	Grad 4 k	l	m	Grad 5 k	l	m
2/16	B							x	x	x						
2/15	B									x	x	x				
2/14	C								x	x	x					
2/24	A													x	x	x
2/25	A													x	x	x
2/26	C									x	x	x				
2/36	A		x		x	x										
2/35	B	x	x	x												
2/34	C	x	x	x												
2/44	C						x	x	x							
2/45	A		x		x	x										
2/46	B		x		x	x										
3/16	B													x	x	x
3/15	C													x	x	x
3/14	B													x	x	x
3/24	C										x	x	x			
3/25	A												x	x	x	
3/26	A												x	x	x	
3/36	B				x	x	x									
3/35	C		x		x	x										
3/34	A				x	x	x									
3/44	B						x	x	x							
3/45	A				x	x	x									
3/46	C							x	x	x						
4/16	B												x	x	x	
4/15	C											x	x	x		
4/14	A													x	x	x
4/24	A													x	x	x
4/25	B									x	x	x				
4/26	C										x	x	x			
4/36	B					x	x	x								
4/35	A				x	x	x									
4/34	B				x	x	x									
4/44	C				x	x	x									
4/45	A				x	x	x									
4/46	C							x	x	x						

Tabelle 11: Bewertung der Fotografien der bukkalen Füllungen nach sechs Monaten Tragezeit durch drei Bewerter

Zahn-Nr.	Amalgam-typ	Grad 1 k	l	m	Grad 2 k	l	m	Grad 3 k	l	m	Grad 4 k	l	m	Grad 5 k	l	m
2/16	B				x	x	x									
2/15	B		x		x	x										
2/14	C	x	x		x											
2/24	A	x	x		x											
2/25	A					x	x	x								
2/26	C				x	x	x									
2/36	A	x	x	x												
2/35	B	x	x	x												
2/34	C		x	x	x											
2/44	C	x	x	x												
2/45	A	x	x	x												
2/46	B	x	x	x												
3/16	B	x	x	x												
3/15	C	x	x	x												
3/14	B		x		x	x										
3/24	C						x	x	x							
3/25	A	x	x	x												
3/26	A		x	x	x											
3/36	B	x	x	x												
3/35	C				x	x	x									
3/34	A		x		x	x										
3/44	B						x	x	x							
3/45	A		x		x	x										
3/46	C	x	x		x											
4/16	B					x	x	x								
4/15	C					x	x	x								
4/14	A				x	x	x									
4/24	A				x	x	x									
4/25	B					x	x	x								
4/26	C							x	x	x						
4/36	B				x	x	x									
4/35	A						x	x	x							
4/34	B				x	x	x									
4/44	C							x	x	x						
4/45	A				x	x	x									
4/46	C					x	x	x								

Bei der Tabelle 10 fällt auf, daß die okklusalen Füllungen im Oberkiefer stets deutlich schlechtere Bewertungen erhielten als die okklusalen Füllungen im Unterkiefer. Man achte dazu exemplarisch auf die Bewertungen der Füllungen in den Zähnen 2/16 - 2/26 und vergleiche sie mit denen der Füllungen in den Zähnen 2/36 - 2/46. Die Oberkieferzähne des Patienten 2 erhielten eine durchschnittliche Graduierung von 3,9, während die Unterkieferzähne durchschnittlich mit 1,6 bewertet wurden.

Diese großen Unterschiede zwischen Ober- und Unterkiefer lassen sich leicht erklären, sind doch die Prothesenzähne im Oberkiefer aus Kunststoff und im Unterkiefer aus Keramik. Wie die makroskopischen und mikroskopischen Untersuchungen zeigt also auch die fotografische Auswertung einen - nun statistisch erfaßbaren - signifikanten Unterschied zwischen Keramik- und Kunststoffzähnen beim Einfluß auf das Randbruchverhalten der Amalgamfüllungen.

Die Kunststoffzähne der drei Patienten zusammen erhielten eine mittlere Beurteilung von 4,4. Der Mittelwert für alle Keramikzähne der drei Patienten ist dagegen 2,0.

Schlüsselt man die in Tabelle 10 angegebenen Werte nach den drei gebrauchten Amalgammaterialien auf, so ergeben sich die in Tabelle 12 angegebenen Werte. In dieser Tabelle werden die Mittelwerte $\bar{x}$ aller Kunststoffzähne und aller Keramikzähne mit dem Amalgam A, B und C jeweils getrennt angegeben. In der letzten Zeile dieser Tabelle ($\bar{x}$ total) werden die Mittelwerte aller Prothesenzähne - unabhängig vom Prothesenzahnmaterial - nach den drei Amalgammaterialien A, B und C aufgeschlüsselt wiedergegeben.

Tabelle 12: Mittelwerte der okklusalen Füllungen bei der fotografischen Auswertung

	Amalgamlegierung A	B	C
$\bar{x}$ Kunststoffzähne	4,9	4,2	4,1
$\bar{x}$ Keramikzähne	1,9	1,9	2,2
$\bar{x}$ total	3,4	3,1	3,1

$\bar{x}$ aller Kunststoffzähne ohne Berücksichtigung der verschiedenen Amalgamlegierungen:

4,4

$\bar{x}$ aller Keramikzähne ohne Berücksichtigung der verschiedenen Amalgamlegierungen:

2,0

Bei den Mittelwerten wurde jeweils die erste Stelle hinter dem Komma gerundet. Eine genauere Angabe der Mittelwerte ist bei der Methodik dieser fotografischen Auswertung wenig sinnvoll.

Auch in dieser Tabelle ergeben sich signifikante Unterschiede zwischen Keramik- und Kunststoffzähnen. Zwischen den drei Amalgamen läßt sich nach sechs Monaten aber noch kein deutlich unterschiedliches Randverhalten erkennen.

Betrachtet man die in Tabelle 11 angegebenen Werte für die bukkalen Füllungen, so lassen sich keine nennenswerten Unterschiede zwischen den Kunststoffzähnen im Oberkiefer und den Keramikzähnen im Unterkiefer erheben.

Der Mittelwert $\bar{x}$ aller bukkalen Füllungen in Kunststoffzähnen ohne Berücksichtigung der verschiedenen Amalgammaterialien unterscheidet sich mit einem Wert von 1,8 nur unwesentlich vom Mittelwert $\bar{x}$ aller bukkalen Füllungen in Keramikzähnen mit einem Wert von 1,7. Offensichtlich unterscheiden sich - wie bereits bei der makroskopischen und mikroskopischen Auswertung angesprochen -

okklusale und bukkale Füllungen in ihrem Randverhalten recht erheblich. Die bukkalen Füllungen unterscheiden sich von den okklusalen Füllungen sogar so beträchtlich, daß die unterschiedlichen Prothesenzahnmaterialien bukkal kaum noch eine Rolle spielen.

In Tabelle 13 sind analog zu Tabelle 12 die Mittelwerte $\bar{x}$ der bukkalen Füllungen bei der fotografischen Auswertung angegeben. Die Mittelwerte sind aufgeschlüsselt nach den verschiedenen Prothesenzahnmaterialien und Amalgamlegierungen.

Tabelle 13: Mittelwerte der bukkalen Füllungen bei der fotografischen Auswertung

	Amalgamlegierung A	B	C
$\bar{x}$ Kunststoffzähne	1,7	1,8	1,9
$\bar{x}$ Keramikzähne	1,7	1,6	1,8
$\bar{x}$ total	1,7	1,7	1,9

$\bar{x}$ aller Kunststoffzähne ohne Berücksichtigung der verschiedenen Amalgamlegierungen:
1,8

$\bar{x}$ aller Keramikzähne ohne Berücksichtigung der verschiedenen Amalgamlegierungen:
1,7

In dieser Tabelle ergeben sich für die bukkalen Füllungen weder signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Prothesenzahnmaterialien noch zwischen den verschiedenen Amalgamlegierungen A, B und C. Insgesamt sind die Werte für die bukkalen Füllungen besser als für die okklusalen, wobei der Unterschied bei Kunststoffzähnen beträchtlich, bei Keramikzähnen dagegen nur gering ist.

Die statistische Auswertung der fotografischen Untersuchungen der Füllungen nach sechs Monaten korreliert also gut mit den Ergebnissen der makroskopischen und

mikroskopischen Auswertung und läßt sich wie folgt zusammenfassen:

a) Die okklusalen Amalgamfüllungen weisen in Kunststoffzähnen mit einer durchschnittlichen Bewertung von 4,4 einen deutlich schlechteren Rand auf als in Keramikzähnen mit einem durchschnittlichen Wert von 2,0.

b) Der Randfehler ist abhängig von der Füllungslokalisation. Die okklusalen Füllungen weisen mit einem durchschnittlichen Wert von 4,4 bei Kunststoffzähnen und 2,0 bei Keramikzähnen deutlich schlechtere Eigenschaften auf als die bukkalen Füllungen mit einem durchschnittlichen Wert von 1,8 bei Kunststoffzähnen und 1,7 bei Keramikzähnen.

c) Nach sechs Monaten ist bei diesen drei Amalgamlegierungen auch bei der fotografischen Auswertung noch kein statistisch signifikanter Unterschied zu erfassen.

d) Zwischen den Befunden bei verschiedenen Patienten bestehen nur geringe Unterschiede.

5.2.4 Ergebnisse der elektronenmikroskopischen Untersuchungen

Die elektronenmikroskopischen Untersuchungen lassen sich - wie in Abschnitt 5.1.5 beschrieben - in zwei Untersuchungsserien einteilen.

In der ersten Serie wurden sechs Zähne durchuntersucht, wobei es sich um drei Kunststoff- und drei Keramikzähne handelte, die jeweils mit den verschiedenen Amalgamen A, B und C gefüllt waren (Tabelle 8). In der zweiten Untersuchungsserie wurden zusätzlich noch 14 weitere Füllungsquerschnitte standardisiert mit 300facher Vergrößerung mit emittierten Sekundärelektronen mikroskopiert und fotografiert. Es handelte sich dabei um jeweils sieben Querschnitte von Keramikzähnen mit Amalgam A und mit Amalgam B (Tabelle 9).

Zunächst die Untersuchungsergebnisse der ersten sechs Querschnitte.

Die Abbildungen 26, 27 und 28 zeigen verschiedene Randpartien der im Zahn 2/36 gelegten Amalgamfüllung in 300facher Vergrößerung. Abbildung 26 zeigt den im Querschnitt links gelegenen Rand der okklusalen Füllung, Abbildung 27 den rechten Rand und Abbildung 28 den zervikalen Rand der bukkalen Füllung.

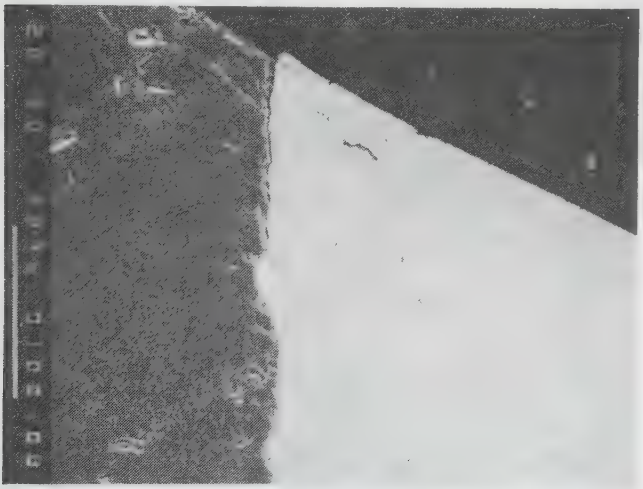


Abb. 26: Linker Rand der okklusalen Füllung in Zahn 2/36, Vergrößerung x 300, ⊢——⊣ = 100 µm

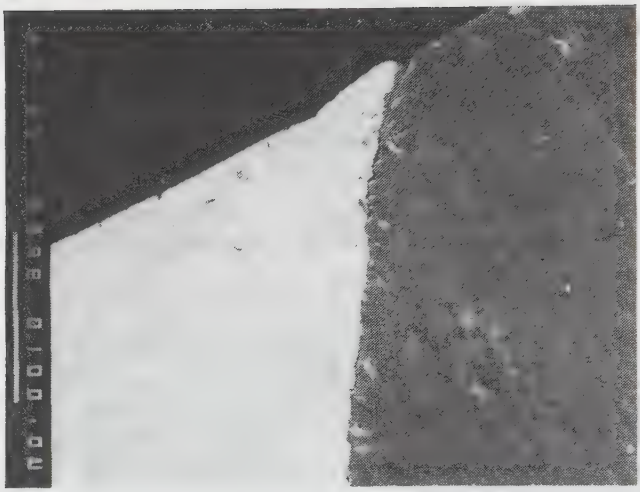


Abb. 27: Rechter Rand der okklusalen Füllung in Zahn 2/36,
Vergrößerung x 300, ⊢——⊣ = 100 µm.
Man beachte auch Abb. 24. Dort ist derselbe Bereich
in 600facher Vergrößerung wiedergegeben.

Abb. 28: Zervikaler Rand der bukkalen Füllung in Zahn 2/36
Vergrößerung x 300, ⊢——⊣ = 100 µm.

Das hier verwendete Amalgam besteht aus einer konventionellen Legierung. Das abgebundene Amalgam enthält also neben unverbrauchten Teilen der γ-Phase vor allem γ_1- und γ_2-Phase.

Deutlich erkennt man in Abbildung 26 einen keilförmigen Füllungsspalt und ein marginales Abbiegen der okklusalen Amalgamkante. Zur Verdeutlichung möge Abbildung 29 dienen. Hier ist derselbe Bereich in 600facher Vergrößerung wiedergegeben.

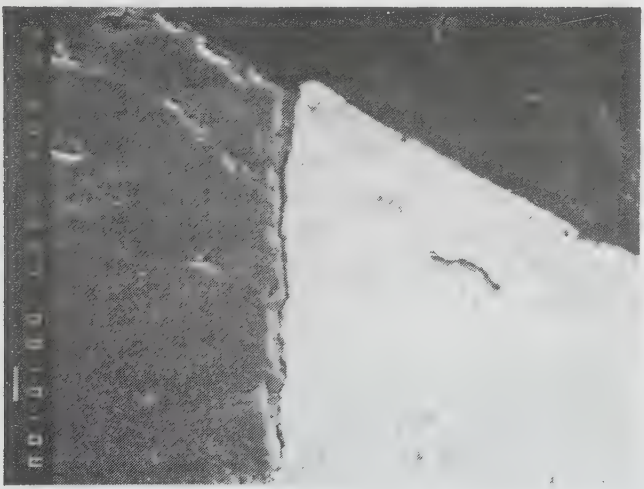


Abb. 29: Linker Rand der okklusalen Füllung in Zahn 2/36, Vergrößerung x 600, ⟼ = 10 µm

Nach Jørgensen (1974, 1977) ist ein derartiger marginaler Füllungsspalt typisch für eine merkuroskopische Expansion infolge Korrosion der γ_2-Phase ($Sn_{7-8}Hg$). Dabei wird Quecksilber freigesetzt, welches in das Amalgam hineindiffundiert und an der dem Spalt benachbarten Zone zu der - nach ihrem Entstehungsmechanismus benannten - merkuroskopischen Expansion führt. Jørgensen (1974, 1977) gibt dazu folgende von verschiedenen Autoren, wie Dermann (1979)

und Kropp (1976), erwähnte Abbildung an (Abb. 30).

Abb. 30: Amalgamkante vor und nach merkuroskopischer Abbiegung. Als Folge des Abbiegens sind in dem Teil der keilförmigen Kante, der unmittelbar unter der freien Oberfläche liegt, Druckspannungen induziert.(nach Jørgensen, 1974, 1977).

Diese von Jørgensen (1974, 1977) angegebene Prinzipskizze stimmt mit den Abbildungen 26 und 29 fast genau überein. Die Skizze hätte auch aufgrund dieser Abbildungen gezeichnet werden können.

Nach sechs Monaten Tragezeit ist also bereits unter 300- bzw. 600facher Vergrößerung ein marginales Abbiegen der okklusalen Füllungskante und die Bildung eines keilförmigen Defektes - wie es für merkuroskopische Expansion typisch ist - zu erkennen.

Bei der makroskopischen, mikroskopischen und fotografischen Auswertung wurde dieser Zahn aber - bei äußerst strengen Kriterien - als gut bezeichnet. Dies erklärt sich aus der absolut nur sehr geringen Spaltbreite.

Die Spaltgröße läßt sich mit hoher Genauigkeit mit Hilfe einer Vergrößerung mit einem Episkop ausmessen und beträgt für die in Abbildung 26 - 29 zu erkennenden Spalten jeweils deutlich unter 10 µm. Dies ist nach Jørgensen (1977) klinisch noch unbedeutend klein und mit den üblichen zahnärztlichen Instrumenten nicht zu erfassen. Die merkuroskopische Expansion scheint also schon deutlich früher zu beginnen, als es klinisch sichtbar wird.

Die Abbildungen 24 und 27 zeigen den im Querschnitt 2/36 gelegenen rechten Füllungsrand. Hier ist analog zu den Abbildungen 26 und 29 ebenfalls ein Abbiegen der okklusalen Amalgamkante unter Bildung eines keilförmigen Füllungsspaltes zu erkennen.

Abbildung 28 ist etwas schwerer zu deuten. Der Füllungsspalt ist an der Oberfläche größer als in der Tiefe der Kavität. Ein Aufbiegen der Amalgamkante über das Niveau der Zahnoberfläche, wie man es in den Abbildungen 24, 26, 27 und 29 erkennt, scheint bei der bukkalen Füllung aber nicht oder zumindest kaum aufgetreten zu sein.

Eine Erklärung hierfür könnte in dem fast rechten Winkel zwischen Kavitätenwand und Zahnoberfläche begründet sein. Nach Jørgensen (1974, 1977) biegt nämlich eine Amalgamkante bei einem Winkel von 90° nicht ab.

Interessant ist nun der direkte Vergleich der Amalgame A und B.

Die Abbildungen 30, 31 und 32 zeigen die beiden okklusalen Füllungsränder und den oberen bukkalen Rand des Zahnes 3/36 K.

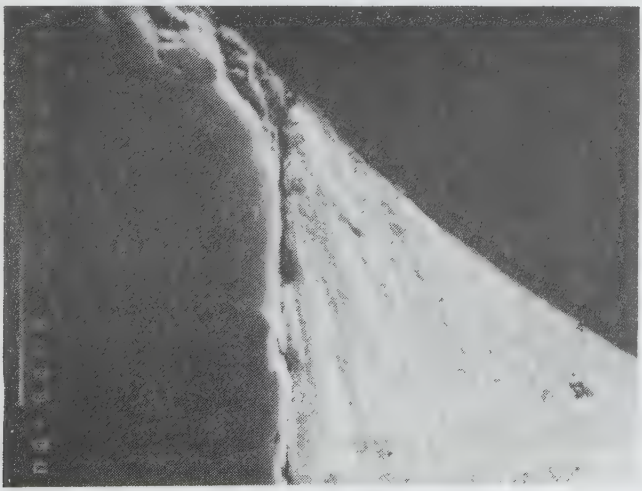


Abb. 30: Linker Rand der okklusalen Füllung in Querschnitt 3/36 K, Vergrößerung x 300 , ⊢——⊣ = 100 µm

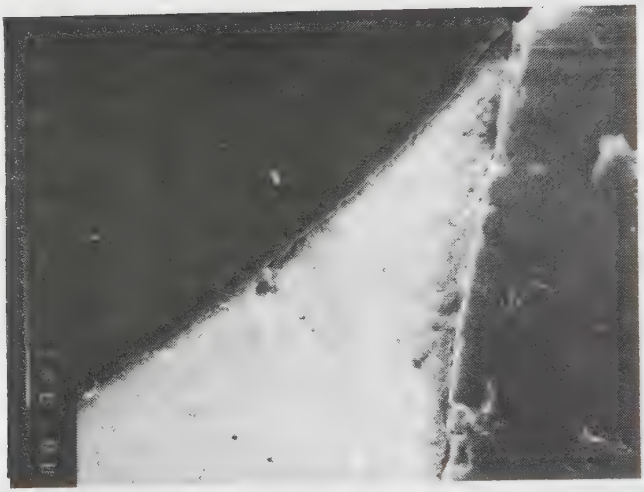


Abb. 31: Rechter Rand der okklusalen Füllung in Querschnitt 3/36 K, Vergrößerung x 300,
⟝——————⟞ = 100 µm

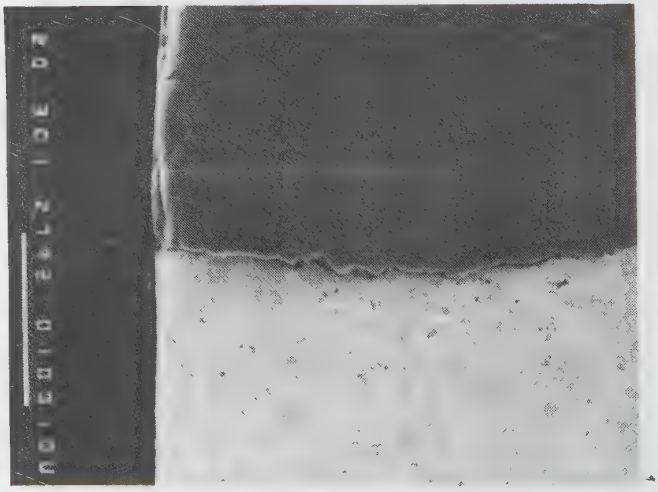


Abb. 32: Okklusaler Rand der bukkalen Füllung in Querschnitt 3/36 K, Vergrößerung x 300,
⟝——————⟞ = 100 µm

Das in Zahn 3/36 verwendete Amalgam B besteht aus einem Gemisch von konventioneller Legierung A (70 %) und Ag-Cu-Eutektikum (30 %). Dies ist ein experimentelles Präparat, welches zur Gruppe der γ_2-freien Amalgame gehört. Die wesentlichen Vorteile γ_2-freier Amalgame sind in Abschnitt 2.1.3 beschrieben worden.

In den Abbildungen 30, 31 und 32 ist das Ag-Cu-Eutektikum in Form von durchgeschnittenen Kugeln zu erkennen. Im Randbereich dieser Kugeln hat sich jeweils eine Reaktionsphase gebildet. Diese Reaktionsphase ist die η'-Phase mit der chemischen Formel Cu_6Sn_5. Bei einem durchschnittlichen Durchmesser der Ag-Cu-Kugeln von 20 µm hat die η'-Reaktionsphase eine mittlere Schichtdicke von ca. 3 µm bei diesem Präparat. Die Ag-Cu-Kugeln sind ohne Spaltbildung in der γ_1-Matrix eingeschlossen. Schön sind an der Füllungsoberfläche in Abbildung 30 bei der Ausarbeitung angeschliffene Ag-Cu-Kugeln zu erkennen.

Der Randbereich ist in Abbildung 30 durch einen Kantenbruch der Keramikmasse nur schwer zu beurteilen. Der Spalt zwischen Füllung und Zahn ist an der Oberfläche größer als in der Tiefe.

In Abbildung 31 ist der Füllungsrand besser zu beurteilen. Hier ist die Keramikmasse beim Sägen nicht abgesplittert. Das Amalgam ist so gut an die Kavitätenwand adaptiert, daß auch bei der 300fachen Vergrößerung kaum ein Spalt zu erkennen ist. Die Spaltbreite ist fast im gesamten abgebildeten Bereich kleiner als 1 µm. Bei dieser - mit einem Winkel von ca. 30° - äußerst spitz auslaufenden Amalgamkante ist trotz dieses Winkels keine Fraktur zu sehen. Man beachte zusätzlich noch, daß die Füllung bei der hier angewandten Amalgamtechnik eine geringere Porosität zeigt als das Keramikmaterial des industriell hergestellten Prothesenzahnes.

In Abbildung 32 ist der obere Rand der bukkalen Füllung abgebildet. Das Amalgam ist gut adaptiert, bei einer mittleren Spaltbreite von 1 - 2 µm. Die Füllungsoberfläche ist exakt im Niveau der Zahnoberfläche.

Im Vergleich zur mit Amalgam A gelegten Füllung in Zahn 2/36 läßt sich ein besseres Randverhalten bei der mit Amalgam B gelegten Füllung in Zahn 3/36 zeigen.

Interessant ist noch eine Detailaufnahme der Adaptation des Amalgams am Kavitätenboden in Zahn 3/36.

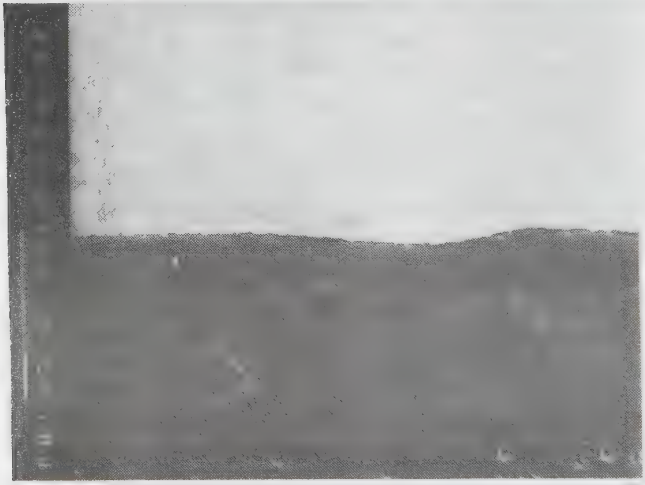


Abb. 33: Adaptation des Amalgams am Kavitätenboden in Zahn 3/36, Vergrößerung x 300,
|——————| = 100 µm

Es ist hier überhaupt kein Spalt erkennbar, die Spaltbreite beträgt also 0 µm. Dieses Bild ist typisch für den Kavitätenboden aller rasterelektronenmikroskopisch untersuchten Füllungen. Am Kavitätenboden verhielten sich alle drei untersuchten Amalgame gleich gut. Diese Abbildung ist ein Dokument für die hervorragende Adaptierbarkeit moderner zahnärztlicher Amalgame. Auch hier beachte man bitte die deutlich geringerere Porosität der Amalgamfüllung im Vergleich zum industriell hergestellten Keramikzahn.

Eine mit 600facher Vergrößerung aufgenommene Detailaufnahme der linken Kavitätenwand des Zahnes 3/36 in

mittlerer Füllungstiefe zeigt eine ebenso gute Adaptation wie am Kavitätenboden.

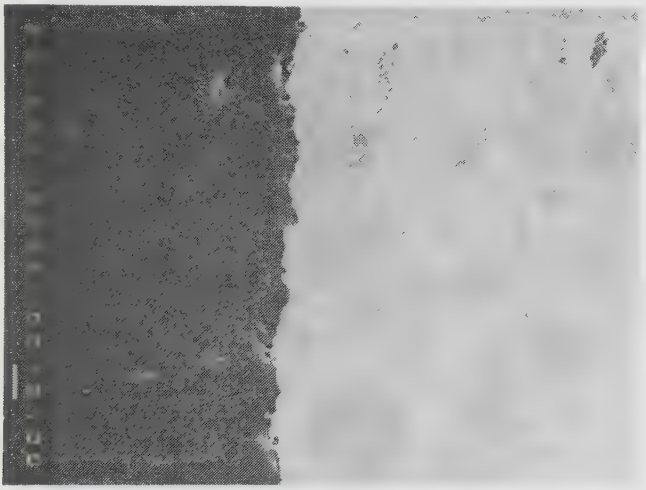


Abb. 34: Adaptation des Amalgams an der linken Kavitätenwand des Zahnes 3/36 in mittlerer Füllungstiefe, Vergrößerung x 600, ⊢⊣ = 10 µm

Nur im Bereich einer Pore in der Keramikmasse im oberen Bildausschnitt ist das Amalgam nicht exakt adaptiert. Dies ist aber mehr ein Fehler des Keramikzahnes als der Amalgamfüllung.

In Zahn 3/46 ist eine Füllung mit dem Amalgam C gelegt worden. Dies ist ein experimentelles Präparat, das aus konventionellem Amalgam A unter Zusatz von 7 % lamellarem Kupfer hergestellt worden ist. Diese Füllung ist schon mehrfach abgebildet worden (Abb. 17, 19, 20, 21, 22, 23).

Besonders die Abbildung 21 zeigt, daß die Kupferlamellen stets von einem schwarzen Spalt umgeben sind. Die Kupferlamellen weisen außerdem keine Reaktionszone wie die Ag-Cu-Kugeln in Amalgam B (Abb. 30 - 34) auf. Die Kupferlamellen in Amalgam C verhalten sich also ganz anders als die Ag-Cu-Kugeln, die vollkommen von der γ_1-Matrix

umschlossen sind. Das lamellare Kupfer hat bei diesem experimentellen Amalgam überhaupt nicht an der Amalgamierung teilgenommen und die Füllungseigenschaften mehr verschlechtert als verbessert. Gut ist dies an den Abbildungen 20 - 23 zu sehen, wo durch eine am Rand gelegene Kupferlamelle keine Adaptation des Amalgams an die Kavitätenwand möglich war.

Das Amalgam C wurde aufgrund dieser elektronenmikroskopisch sichtbaren Fehler nicht weiter untersucht.

Untersucht wurde dagegen noch das Verhalten der Amalgame A, B und C in Kunststoffzähnen. Die bis jetzt gezeigten Fotografien waren ausschließlich von Amalgamfüllungen in Keramikzähnen gemacht worden.

Die Abbildungen 35 - 40 zeigen nun Amalgamfüllungen in Kunststoffzähnen. In den Abbildungen 35 und 36 ist der mit Amalgam A gefüllte Zahn 3/26 dargestellt, in den Abbildungen 37 und 38 der mit Amalgam B gefüllte Zahn 3/14 und in Abbildung 39 und 40 der mit Amalgam C gefüllte Zahn 2/26.

Im Vergleich mit Amalgamfüllungen in Keramikzähnen zeigen die Füllungen in den Abbildungen 35 - 40 deutliche Unterschiede. Es fallen bei allen sechs Aufnahmen Risse im Füllungskörper auf, die zum Teil recht erhebliche Ausmaße einnehmen. Weiter fallen bei den drei Füllungen Kantenfrakturen auf und eine Loslösung der Amalgame von den Kavitätenwänden. Insgesamt sind die Amalgamfüllungen in den Kunststoffzähnen erheblich schlechter als in den Keramikzähnen. Dies korreliert exakt mit den Ergebnissen der makroskopischen, mikroskopischen und fotografischen Auswertung.

Die Abbildungen 35 - 40 zeigen eindrucksvoll den Mechanismus von Randfrakturen, sie lassen aber keine detaillierten Aussagen über Kantenabbiegungen zu wie die Abbildungen der Füllungen in Keramikzähnen (Abb. 26 - 32). Die Füllungen in Kunststoffzähnen scheinen weit groberen mechanischen Kräften widerstehen zu müssen.

Abb. 35: Rechter Rand der okklusalen Füllung in Querschnitt 3/26, Amalgamlegierung A, REM-Aufnahme mit emittierten Sekundärelektronen, Vergrößerung x 600, ⊢⊣ = 10 µm

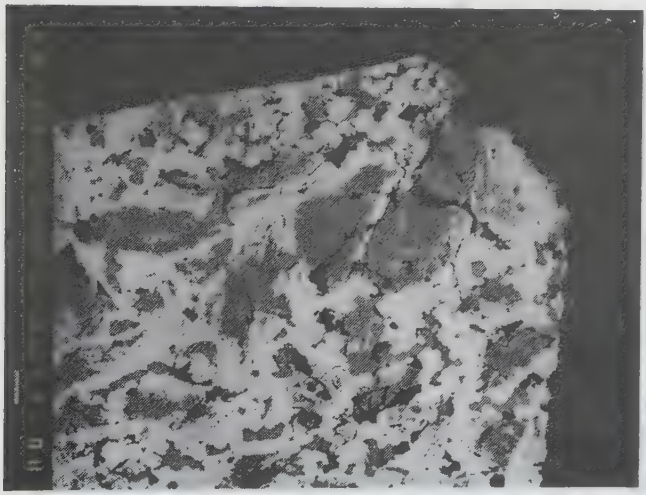


Abb. 36: Rechter Rand der okklusalen Füllung in Querschnitt 3/26, Amalgamlegierung A, REM-Aufnahme mit rückgestreuten Elektronen (Materialkontrast), Vergrößerung x 600, ⊢⊣ = 10 µm

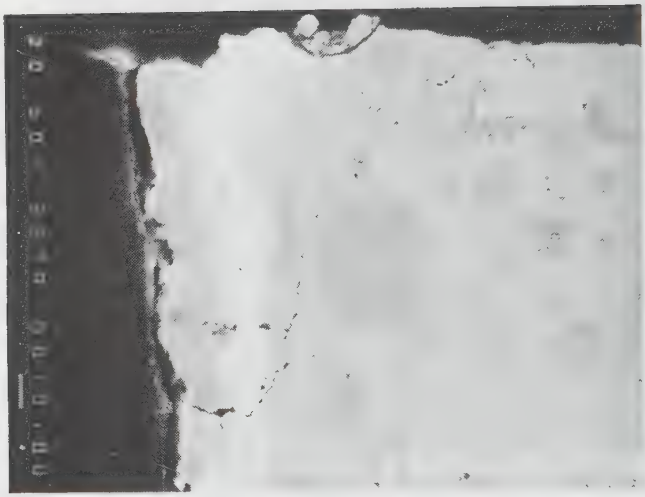


Abb. 37: Linker Rand der okklusalen Füllung in Querschnitt 3/14, Amalgamlegierung B, REM-Aufnahme mit emittierten Sekundärelektronen, Vergrößerung x 600, ⊢⊣ = 10 µm

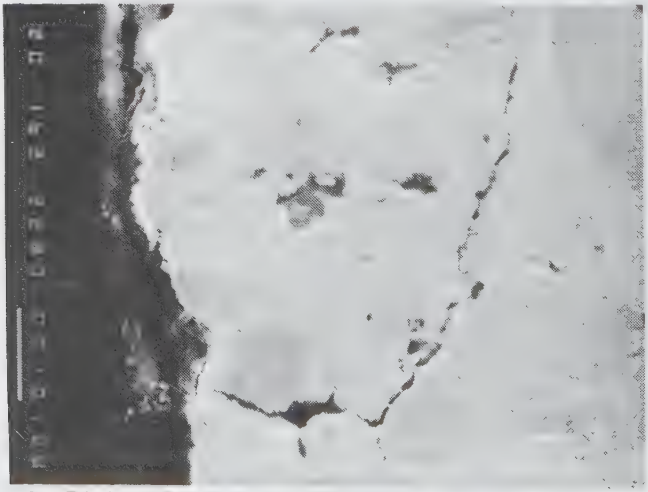


Abb. 38: Linker Rand der okklusalen Füllung in Querschnitt 3/14, Amalgamlegierung B, REM-Aufnahme mit emittierten Sekundärelektronen, Vergrößerung x 1600, ⊢——⊣ = 10 µm

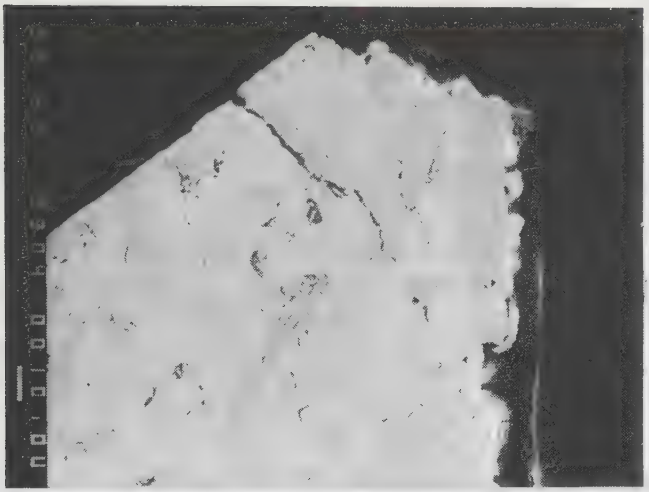


Abb. 39: Rechter Rand der okklusalen Füllung in Querschnitt 2/26, Amalgamlegierung C, REM-Aufnahme mit emittierten Sekundärelektronen, Vergrößerung x 600, ⊢⊣ = 10 µm

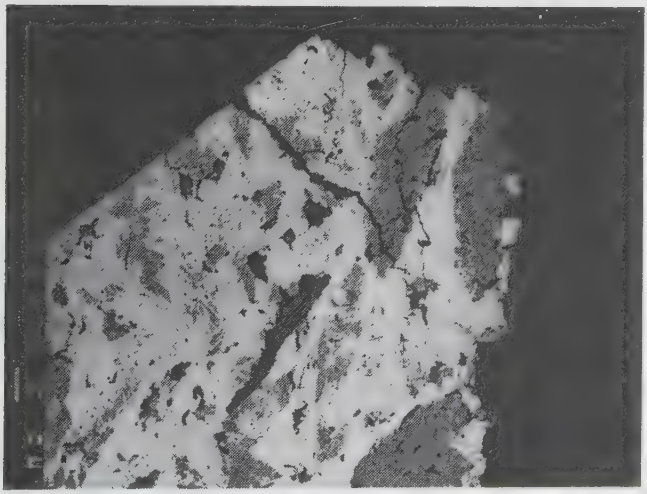


Abb. 40: Rechter Rand der okklusalen Füllung in Querschnitt 2/26, Amalgamlegierung C, REM-Aufnahme mit rückgestreuten Elektronen (Materialkontrast), Vergrößerung x 600 ⊢⊣ = 10 µm

Die Abbildungen 35, 36, 39 und 40 zeigen deutlich, daß die Risse nicht nur die weiße γ_1-Matrix durchqueren, sondern daß auch nicht amalgamierte Restpartikel der im Bild dunkel erscheinenden γ-Phase durch Risse gespalten werden. Besonders gut zeigen dies die beiden Materialkontrastaufnahmen (Abb. 36 und 40).

Die in diesen Aufnahmen zusätzlich zu erkennenden Kantenfrakturen der Amalgamfüllungen sind als Druckbelastungsfrakturen zu charakterisieren. Derartige Frakturen treten auf, wenn eine Füllungskante nicht mehr von der Kavitätenwand unterstützt wird. Während einer Durckbelastung wird die Amalgamkante dann gegen die Kavitätenwand gebogen. Ist die Spaltbreite geringer als die Abbiegung, die das Amalgam aufnehmen kann, ohne zu frakturieren, dann ist die Abbiegung reversibel. Nach der Entlastung federt die Kante in ihre ursprüngliche Form und Stellung zurück. Ist hingegen die Spaltbreite größer als die maximale Biegbarkeit der Amalgamkante, dann kann die Kante unter ausreichender Belastung brechen (Jørgensen, 1977).

Der in Abbildung 39 und 40 zu erkennende große Riß könnte als unvollständige Kantenfraktur interpretiert werden.

In den Abbildungen 37 und 38 sind neben den Rissen gut die Ag-Cu-Kugeln zu sehen. Bemerkenswert ist, daß nie ein Riß durch das Ag-Cu-Eutektikum geht. Besonders deutlich sieht man dies in Abbildung 38. Dort erkennt man am unteren Bildrand bei 1600facher Vergrößerung wie ein großer Riß genau entlang der Ag-Cu-Kugel verläuft, sie aber an keiner Stelle beschädigt. Offensichtlich ist das Eutektikum entschieden härter als die Füllungsmatrix und die nicht amalgamierten γ-Partikel.

Insgesamt kann man die Ergebnisse der orientierenden Untersuchungen an den elektronenmikroskopischen Aufnahmen der sechs Querschnitte der ersten Untersuchungsserie (Tabelle 8) wie folgt zusammenfassen:

a) Füllungen in Kunststoffzähnen weisen bei allen Amalgamlegierungen wesentlich stärkere Schäden auf als in Keramikzähnen. Diese Schäden äußern sich in Rissen im Randbereich, Kantenfrakturen und verstärkter Spaltbildung.

b) Die Risse der Füllungen in den Kunststoffzähnen durchqueren neben der γ_1-Matrix auch γ- und γ_2-Partikel aber keine Ag-Cu-Kugeln.

c) Elektronenmikroskopisch sind signifikante Unterschiede zwischen den drei verwendeten Amalgamlegierungen sichtbar. Diese Unterschiede sind besser bei Füllungen in Keramikzähnen als in Kunststoffzähnen zu sehen.

d) Bei Amalgam A erkennt man bei der okklusalen Füllung ein marginales Abbiegen des Amalgams mit Bildung eines keilförmigen Spaltes.

e) Amalgam B scheint ein besseres Randverhalten aufzuweisen. Insbesondere scheint die keilförmige Spaltbildung geringer zu sein. In einer zweiten Untersuchungsserie wird deshalb speziell das Randverhalten der Amalgame A und B in Keramikzähnen genauer untersucht.

f) Die lamellaren Kupferpartikel des in dieser Arbeit verwendeten Amalgams C verbinden sich nicht mit der γ_1-Matrix. Die Kupferlamellen nehmen hier nicht an der Amalgamierung teil und wirken lediglich als Füllkörper. Dadurch werden die Materialeigenschaften dieses Amalgams verschlechtert.

g) Die Ag-Cu-Eutektikumkugeln des Amalgams B verbinden sich hervorragend mit der γ_1-Matrix und bilden eine Cu_6Sn_5-Reaktionszone.

h) Die lamellaren Kupferpartikel stören die Anlagerung des Füllungsmaterials an die Kavitätenwand. Die Ag-Cu-Kugeln behindern die Adaptation nicht.

i) Die Amalgame A und B lassen sich ausgezeichnet an Kavitätenwand und -boden adaptieren. Selbst bei 600facher Vergrößerung ist kein Füllungsspalt zu erkennen. Dieser gute Randschluß ist nach sechs Monaten Tragezeit nur im oberflächlichen Randbereich verändert.

Aufgrund dieser Ergebnisse wurde nun das Randverhalten des Amalgams A in Keramikzähnen gezielt mit dem Verhalten des Amalgams B verglichen. Dazu wurden zusätzlich zu den bereits untersuchten zwei Querschnitten noch 14 weitere betrachtet (Tabelle 9). Insgesamt wurden also 16 Querschnitte mit je einer okklusalen und einer bukkalen Füllung in dieser zweiten Versuchsserie untersucht.

Auf der Grundlage von elektronenmikroskopischen Aufnahmen wurden mit Hilfe des bereits früher erwähnten Episkops Vergrößerungen des Randbereichs gezeichnet (Abb. 24, 25). Die Auswertung erfolgte auf der Basis dieser Skizzen, die mit 875facher und 1750facher Vergrößerung standardisiert angefertigt wurden.

Die Spaltbreite wurde nun erst an der Oberfläche ausgemessen und in Mikrometer umgerechnet. Darauf wurde die Spaltbreite kontinuierlich in Abständen von 20 Mikrometern bis in eine Tiefe von 200 Mikrometern ausgemessen. Das Ergebnis dieser Untersuchungen ist in den Tabellen 14 - 17 dargestellt.

Tabelle 14 gibt die Werte der Spaltbreiten für die mit Amalgam A gefüllten okklusalen Kavitäten an. Es wurden die acht Querschnitte der vier Zähne 2/36, 2/45, 3/45 und 3/34 untersucht. Da in jeden Querschnitt jeweils der linke und rechte Füllungsrand bewertet wurde, konnten insgesamt 16 Füllungsränder ausgemessen werden.

Mit $\bar{x}$ wird die mittlere Spaltbreite für jede Spalttiefe angegeben, $\bar{m}$ ist die Standardabweichung der Mittelwerte. Einige wenige Füllungsränder waren durch Keramikabsplitterungen nicht zu bewerten. In den Tabellen werden diese Ränder mit der Abkürzung "n.b." (= nicht bewertbar) bezeichnet.

Tabelle 15 ist genauso aufgebaut wie Tabelle 14. Hier werden die Werte für die okklusalen Füllungen mit Amalgam B wiedergegeben. Es wurden dabei die Amalgamfüllungen in den Zähnen 3/36, 2/35, 3/44 und 2/46 ausgewertet.

In den Tabellen 16 und 17 werden die Spaltbreiten der bukkalen Füllungen angegeben. Auch hier wurden die Breiten bis zu einer Tiefe von 200 Mikrometern ausgemessen. Bei einigen bukkalen Füllungen wurde nur der obere bei anderen nur der untere Rand fotografiert und untersucht.

Tabelle 14: Spaltbreiten der mit Amalgam A gelegten okklusalen Füllungen

Spalttiefe µm	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	$\bar{x}$	$\bar{m}$
		2/36				2/45				3/45				3/34				
			K	K			K	K			K	K			K	K		
	li	re	li	re	li	re	li	re	li	re	li	re	li	re	li	re		
0	4,6	7,4	5,7	3,4	13,7	16,5	17,7	13,1	n.b.	8,6	4,0	n.b.	4,6	13,1	n.b.	2,9	10,9	2,0
20	4,0	5,7	3,4	1,7	6,8	7,4	10,8	4,6	-	4,6	2,9	-	2,3	5,7	-	2,3	5,5	0,8
40	2,3	5,1	4,0	1,7	2,9	6,3	6,8	4,0	-	2,3	1,1	-	4,0	6,3	-	5,1	4,0	0,5
60	1,7	2,3	4,0	2,3	8,0	6,8	7,4	6,8	-	1,7	1,1	-	2,3	2,3	-	2,9	3,8	0,7
80	2,3	1,7	1,7	3,4	7,4	9,1	5,1	6,8	-	1,1	2,9	-	6,8	1,1	-	4,6	4,2	0,7
100	1,1	1,1	1,1	0,0	6,8	5,1	7,4	3,4	-	1,1	1,1	-	4,0	1,7	-	5,1	3,0	0,7
120	0,6	0,6	1,7	1,1	0,0	5,7	6,8	3,4	-	4,0	1,7	-	1,1	4,0	-	1,1	2,4	0,6
140	1,1	1,1	1,1	2,3	1,7	6,3	6,3	1,7	-	4,7	1,7	-	2,3	6,3	-	2,3	2,9	0,5
160	0,0	0,0	0,0	1,1	1,1	5,1	5,1	5,1	-	2,3	1,1	-	0,0	3,4	-	4,0	2,2	0,5
180	0,0	0,0	0,6	1,1	0,6	5,1	4,6	5,1	-	2,9	1,7	-	1,7	2,9	-	4,6	2,4	0,5
200	0,0	1,1	0,0	0,0	0,0	n.b.	3,4	2,3	-	2,9	1,1	-	1,7	1,7	-	1,7	1,3	0,3

$\bar{x}$ Mittelwert

$\bar{m}$ Standardabweichung des Mittelwertes

Tabelle 15: Spaltbreiten der mit Amalgam B gelegten okklusalen Füllungen

Spalttiefe µm	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	$\bar{x}$	$\bar{m}$
		3/36				2/35				3/44				2/46				
	li	re	K li	K re	li	re	K li	K re	li	re	K li	K re	li	re	K li	K re		
0	n.b.	11,4	9,1	0,4	11,4	10,8	11,4	4,6	n.b.	5,7	9,7	n.b.	6,3	8,0	6,8	6,3	8,0	0,8
20	-	1,7	4,6	0,0	3,4	8,0	8,6	4,0	-	4,0	2,3	-	2,9	4,0	1,1	2,9	3,7	0,6
40	-	2,9	3,4	0,0	3,4	6,8	4,0	2,3	-	2,3	0,6	-	3,4	3,4	1,1	3,4	2,8	0,4
60	-	0,0	2,9	0,0	2,3	1,1	1,7	1,7	-	1,1	4,6	-	2,9	3,4	0,6	1,7	1,8	0,3
80	-	0,0	3,4	1,1	2,9	2,9	2,9	1,7	-	2,3	1,1	-	3,4	2,3	1,7	2,3	2,1	0,3
100	-	0,0	2,9	0,0	2,3	3,4	2,3	2,3	-	1,1	0,6	-	4,0	3,4	1,1	2,3	2,0	0,3
120	-	-	1,7	0,0	3,4	4,0	2,3	1,1	-	0,0	1,7	-	3,4	3,4	2,9	2,3	2,2	0,4
140	-	-	1,1	0,0	1,7	1,7	1,7	2,3	-	2,3	0,6	-	3,4	3,4	1,7	1,7	1,7	0,3
160	-	-	2,9	0,0	1,7	2,3	1,1	0,6	-	2,9	2,3	-	2,9	2,9	1,1	1,1	1,9	0,2
180	-	-	0,0	0,0	1,7	1,1	1,1	1,7	-	1,1	1,1	-	2,3	2,3	0,6	0,0	1,1	0,2
200	-	-	0,0	0,0	1,7	1,1	1,1	1,7	-	1,7	1,7	-	1,1	1,7	0,6	0,6	1,1	0,2

$\bar{x}$ Mittelwert

$\bar{m}$ Standardabweichung des Mittelwertes

Tabelle 16: Spaltbreiten der mit Amalgam A gelegten bukkalen Füllungen

Spalttiefe µm	1 2/36 unt.	2 2/36 K oben	3 2/36 K unt.	4 3/45 oben	5 3/45 K oben	6 3/45 K unt.	7 3/34 oben	8 3/34 unt.	$\bar{x}$	$\bar{m}$
0	4,6	2,3	0,6	2,9	7,4	3,4	2,9	2,3	3,3	0,7
20	5,7	1,7	5,1	4,6	6,3	3,9	1,1	1,7	3,7	0,7
40	5,7	4,0	2,9	4,6	4,6	2,9	1,7	4,6	3,8	0,4
60	7,4	0,6	5,1	6,8	5,1	2,3	1,7	4,0	4,1	0,8
80	2,9	0,6	2,9	1,7	1,7	1,1	0,6	1,7	1,7	0,3
100	1,1	2,3	2,9	5,1	1,1	1,7	2,3	1,1	2,2	0,5
120	2,3	0,6	2,9	4,6	1,1	1,1	1,7	0,6	1,9	0,5
140	5,1	0,0	0,6	5,1	0,0	2,3	1,7	1,1	2,0	0,7
160	1,7	0,6	2,9	4,0	0,0	2,9	4,0	5,1	2,6	0,6
180	0,6	1,1	2,3	4,6	4,6	4,0	0,6	2,9	2,6	0,6
200	0,6	0,0	3,4	3,4	0,6	4,0	2,9	1,7	2,1	0,5

$\bar{x}$ Mittelwert

$\bar{m}$ Standardabweichung des Mittelwertes

Tabelle 17: Spaltbreiten der mit Amalgam B gelegten bukkalen Füllungen

Spalttiefe µm	1 3/36 oben	2 3/36 K oben	3 2/35 oben	4 2/35 K oben	5 3/44 unt.	6 3/44 K oben	7 2/46 unt.	8 2/46 K unt.	$\bar{x}$	$\bar{m}$
0	0,0	0,0	n.b.	4,6	2,9	5,7	1,1	0,0	2,0	0,9
20	0,0	0,6	-	1,7	0,6	3,4	1,7	0,0	1,1	0,4
40	0,0	0,6	-	1,1	0,0	4,0	2,3	0,0	1,1	0,5
60	0,0	0,0	-	1,1	0,6	3,4	1,1	0,6	1,0	0,4
80	0,0	2,5	-	1,1	2,9	1,1	0,0	1,1	1,2	0,4
100	0,0	3,0	-	2,3	1,7	1,1	2,9	2,3	1,9	0,4
120	0,0	2,5	-	0,6	1,7	2,3	0,0	0,6	1,1	0,4
140	0,0	0,6	-	2,3	2,3	1,7	2,3	0,0	1,3	0,3
160	0,6	0,6	-	0,6	2,9	1,1	1,1	0,6	1,1	0,3
180	2,3	0,0	-	2,3	2,3	1,1	0,0	0,0	1,1	0,4
200	0,0	0,6	-	2,3	0,0	1,7	0,6	0,0	0,7	0,3

$\bar{x}$ Mittelwert

$\bar{m}$ Standardabweichung des Mittelwertes

Vergleicht man die in den Tabellen 14 - 17 angegebenen Mittelwerte $\bar{x}$ so fallen folgende Ergebnisse auf:

a) Der Randspalt bei den okklusalen Füllungen verjüngt sich keilförmig von ca. 10 µm Spaltbreite an der Oberfläche bis auf weniger als 2 µm in 200 µm Spalttiefe.

b) Amalgam B zeigt bessere Ergebnisse als Amalgam A. Bei Amalgam B ist der Spalt insgesamt schmaler und erreicht bei okklusalen Füllungen bereits in deutlich geringerer Tiefe als in Amalgam A Werte unter 2 µm.

c) Die Spaltbildung bei bukkalen Füllungen ist generell signifikant geringer als bei okklusalen Füllungen. Bei bukkalen Füllungen hat der Füllungsspalt keine so deutliche Keilform wie okklusal..

d) Auch bei bukkalen Füllungen zeigt Amalgam B bessere Ergebnisse als Amalgam A. Bei Amalgam B verjüngt sich der Spalt von ca. 2 µm an der Oberfläche auf ca. 1 µm in der Tiefe; bei Amalgam A hat der Spalt an der Oberfläche eine Breite von 3 - 4 µm und in 200 µm Tiefe von ca. 2 µm.

Zur Verdeutlichung möge Abbildung 41 dienen. Hier sind die Spaltbreiten in Abhängigkeit von der Spalttiefe für die mit Amalgam A und B gelegten okklusalen Amalgamfüllungen graphisch dargestellt. Für diese Abbildung wurden die Mittelwerte aus den Tabellen 14 und 15 benutzt. Deutlich ist die Verschmälerung der Spalten in der Tiefe zu sehen.

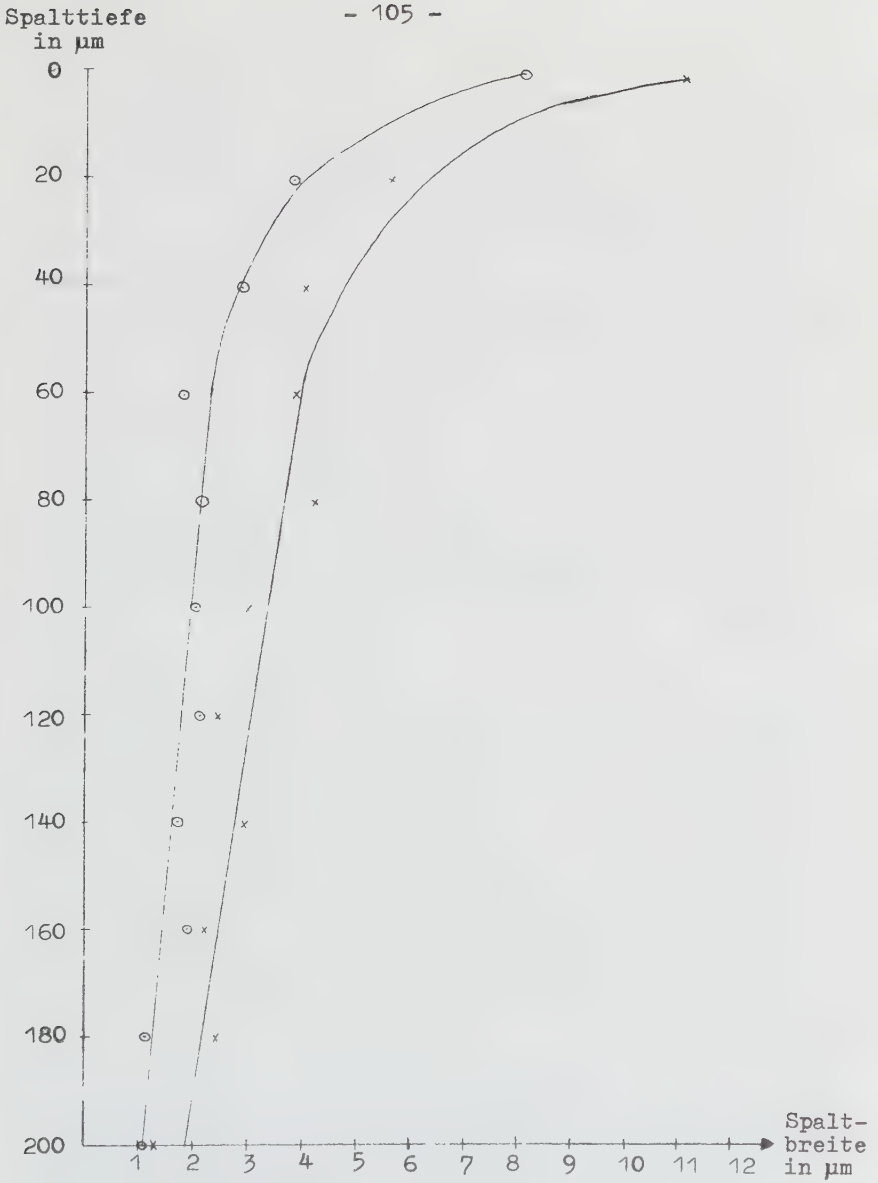


Abb. 41: Abhängigkeit der Spaltbreite von der Spalttiefe für okklusale Füllungen aus Amalgamlegierung A und B

× Amalgam A

⊙ Amalgam B

6 Diskussion

In dieser Arbeit sollte eine klinische Prüfung des Randbruchverhaltens von Amalgamfüllungen in Prothesenzähnen entwickelt werden. Dies ist getan worden.

In Vorversuchen wurde eine Präparationstechnik für Kavitäten in Keramikzähnen entwickelt, die sich im klinischen Versuch ausgezeichnet bewährt hat. Benedix und Bock (1982) hatten wegen technischer Schwierigkeiten auf Füllungen in Keramikzähnen verzichtet. Gerade bei der Auswertung zeigt sich in dieser Arbeit aber, daß Füllungen in Keramikzähnen weit genauere Untersuchungen erlauben und weit bessere Ergebnisse zeigen als Füllungen in Kunststoffzähnen. Bei der Unterscheidung des Einflusses vom Amalgam und vom Prothesenzahn auf den Füllungsrand ist der Vergleich von Kunststoff- und Keramikzähnen unverzichtbar.

Weiter erwies sich die in den Vorversuchen eingeübte standardisierte Amalgam- und Politurtechnik als äußerst effizient und gut. Wie die elektronenoptischen Aufnahmen beweisen, war selbst bei 600facher Vergrößerung am Kavitätenboden und an den Kavitätenwänden in mittlerer Tiefe kein Spalt zwischen Füllung und Kavitätenwand zu erkennen. Eine derartig gute Adaptation ist sonst nur selten zu beobachten. Die Füllungen sind absolut gleichmäßig gestopft worden. Durch die elektronenmikroskopische Untersuchung von durchgesägten Füllungen ist der werkstoffkundliche Beweis für exakte Kondensationstechnik zu erbringen. Hier ist er erbracht worden.

Im klinischen Versuchsteil bewährten sich die entwickelten standardisierten Kavitätenformen für okklusale und bukkale Füllungen ausgezeichnet. Die Füllungen konnten problemlos außer Kaukontakt gelegt werden und wurden von den Patienten voll akzeptiert. Die Füllungen waren von außen kaum sichtbar. Standardisiert und randomisiert konnten drei verschiedene Amalgamlegierungen getestet werden. Außerdem war durch den Gebrauch von Kunststoff- und Keramikzähnen leicht eine Unterscheidung zwischen dem Einfluß

der Amalgamlegierung und dem des Prothesenzahnes auf den Füllungsrand möglich. Durch die Präparation von okklusalen und bukkalen Füllungen war der Einfluß der Füllungslokalisation auf den Randbruch festzustellen.

Bei der Auswertung liegen - was bisher in keiner Veröffentlichung gelungen ist - erstmals von im Mund getragenen Füllungen makroskopische, lichtmikroskopische, fotografische und elektronenmikroskopische Ergebnisse der Füllungsoberflächen und der Füllungsquerschnitte vor. Diese verschiedenen Techniken der Auswertung und gerade ihr kritischer Vergleich und die Untersuchungen an den Sägeschnitten ermöglichen einen Brückenschlag zwischen zahnärztlicher Klinik und werkstoffkundlichem Laboratorium.

Während die makroskopischen Untersuchungen allein mit zahnärztlichen Geräten aus der Praxis durchgeführt wurden und die klinischen Ergebnisse wiedergeben, ermöglichen die lichtmikroskopischen Untersuchungen eine genauere Diagnostik.

Die fotografischen Aufnahmen unter standardisierten, reproduzierbaren Bedingungen geben die Möglichkeit einer Auswertung durch verschiedene, voneinander unabhängige Bewerter mit anschließender statistischer Erfassung. Zusätzlich ermöglichen die Statistiken auf der Basis der ausgewerteten Fotografien einen guten Vergleich mit anderen Autoren. Zu nennen seien da Arbeiten von Advokaat et al. (1981), Forsten und Kallio (1976), Letzel et al. (1978), Letzel und Vrijhoef (1981), Mahler et al. (1970, 1973), Mahler und Marantz (1980a, 1980b) und Mjör und Espevik (1980).

Die weitergehenden rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen an den durchgesägten Zähnen geben entscheidende werkstoffkundliche Einblicke in die Ultrastruktur der Amalgamfüllungen. An den Sägeschnitten sind Füllungskörper und Füllungsrand exakt in jeder beliebigen Füllungstiefe zu beobachten. Hierdurch wird eine tiefergehende Betrachtungsweise im Vergleich mit den mehr

oberflächlichen Untersuchungen der klinischen und fotografischen Auswertung möglich.

Nun zu den Ergebnissen im einzelnen.

Die makroskopischen Untersuchungen zeigen bereits nach kurzer Zeit einen Unterschied zwischen Füllungen in Keramik- und Kunststoffprothesenzähnen. Nach einem Monat sind schon die ersten Randfehler bei okklusalen Füllungen in Kunststoffzähnen zu erkennen, während Füllungen in Keramikzähnen auch nach sechs Monaten kaum Randbrüche aufweisen. Keramikzähne ähneln also in ihrem klinischen Verhalten weit mehr natürlichen Zähnen als Kunststoffzähne.

Durch lichtmikroskopische Untersuchungen können die makroskopischen Ergebnisse bestätigt und die Randfehler als Randbrüche identifiziert werden.

Erst die standardisierte fotografische Auswertung läßt den Unterschied im Randverhalten der Amalgamfüllungen in den verschiedenen Prothesenzähnen statistisch sichtbar werden. Bei einem deutlich strengeren Bewertungsmaßstab als in den oben erwähnten Arbeiten weisen okklusale Amalgamfüllungen eine durchschnittliche Bewertung von 4,4 in Kunststoffzähnen und 2,0 in Keramikzähnen bei einer Graduierung von 1 - 5 auf.

Dieser statistisch signifikante Unterschied läßt sich durch elektronenmikroskopische Aufnahmen an Sägeschnitten auch im Mikrobereich demonstrieren und in seinem Mechanismus erklären. Es läßt sich zeigen, daß die Füllungen in Kunststoffzähnen im Randbereich neben verstärkter Spaltbildung und Kantenfrakturen vor allem auch noch viele Risse aufweisen. Gerade diese Risse sind bei den Füllungen in Keramikzähnen nach sechs Monaten kaum und meist überhaupt nicht zu sehen. Interessant ist bei den Rissen in den Füllungen von Kunststoffzähnen, daß sie zwar neben der γ_1-Matrix auch γ- und γ_2-Partikel aber keine Ag-Cu-Kugeln durchqueren.

Wie kommt es zu diesen Randfehlern?

Die Risse und Kantenfrakturen sind als Folge der verstärkten Spaltbildung und der mangelhaften Unterstützung der Füllungen durch die Kavitätenwand zu erklären. Jørgensen (1977) beschreibt den Mechanismus der Druckbelastungsfraktur als Bruch der Amalgamkante unter Belastung bei einer Spaltbreite, die größer ist als die Strecke, die die Amalgamkante ohne Fraktur abbiegen kann. Die Druckbelastungsfrakturen treten also auf, wenn eine Füllungskante nicht mehr von der Kavitätenwand unterstützt wird (Jørgensen, 1977). Risse sind dabei als Vorläufer von Frakturen anzusprechen. Besonders anschaulich zeigen die Abbildungen 39 und 40 diesen Zusammenhang.

Gerade der Kunststoffzahn ist nicht so gut wie der Keramikzahn in der Lage, die Amalgamfüllungen zu unterstützen. Beim direkten Vergleich der physikalisch-technischen Werte von Kunststoff, Keramik und Schmelz (Tabelle 1: nach Marxkors und Meiners, 1978) zeigen sich deutlich schlechtere Werte für Kunststoff beim Elastizitätsmodul, der Druckfestigkeit und der Brinellhärte. Keramik und Schmelz verhalten sich dagegen ähnlich gut.

Aufgrund dieser technischen Schwächen des Kunststoffzahnes sind dessen Füllungen weit mehr mechanischen Kräften ausgesetzt als die Füllungen in Keramikzähnen. Nach Aussagen von Espevik, 1977, Forsten und Kallio, 1976, Gjerdet und Espevik, 1978, Reese et al., 1983 und Vrijhoef und Driessens, 1974 scheinen aber gerade mechanische Kräfte eine wichtige Rolle beim Randbruch und der Korrosion von Amalgamfüllungen zu spielen.

Nach Pohling (1965) und Marxkors und Meiners (1978) nehmen Akrylate bis zu 2 Gew % Wasser unter Quellung auf. Dies könnte eine zusätzliche Belastung für Amalgamfüllungen in Kunststoffzähnen darstellen.

Die von Benedix und Bock (1982) und Forsten und Kallio (1976) ermittelten starken Randbrüche von Amalgamfüllungen

in Kunststoffzähnen scheinen also - wie es in dieser Arbeit beim direkten Vergleich von Keramik- und Kunststoffzähnen zu sehen ist - vor allem vom Prothesenzahnmaterial abzuhängen. Bei Forsten und Kallio (1976) war der mechanische Einfluß noch zusätzlich durch Anschrägen der Kavitätenränder mit einem konusförmigen Diamantschleifer verstärkt worden, so daß dort die Randbrüche besonders ausgeprägt waren.

Amalgamfüllungen in Kunststoffzähnen können also die klinische Situation von Amalgamfüllungen in natürlichen Zähnen nicht imitieren. Dennoch sind Untersuchungen mit Kunststoffzähnen sinnvoll, weil dadurch eine Differenzierung des Einflusses der mechanischen Faktoren und der Korrosion möglich wird. Forsten und Kallio (1976) sprachen bei ihrer Versuchsanordnung von einer Reduzierung des Korrosionseinflusses auf ein Minimum und einer Beschleunigung des Randbruches durch Schwächung der Amalgamfüllungen infolge ihrer speziellen Kavitätenpräparation.

In dieser Arbeit erlauben die elektronenoptischen Aufnahmen an Sägeschnitten von Füllungen in Kunststoffzähnen einen besseren Einblick in den Zusammenhang von Kantenfraktur, Spaltbreite und mechanischen Einflüssen als bei Füllungen in Keramikzähnen (Abb. 35 - 40). Keramikzähne hingegen erlauben eine bessere Differenzierung zwischen den einzelnen Amalgamlegierungen. Da die mechanischen Faktoren bei Keramik weniger Einfluß als bei Kunststoff haben und die physikalisch-technischen Werte von Keramik und Schmelz relativ gut übereinstimmen, sind bei Amalgamfüllungen in Keramikzähnen die Randveränderungen als Ergebnis des Zusammenwirkens von Korrosion und Mechanik ähnlich den Verhältnissen an natürlichen Zähnen zu interpretieren.

Neben den signifikanten Unterschieden zwischen Füllungen in Keramik und Kunststoffzähnen konnten auch eindeutige

Unterschiede im Randverhalten von okklusalen und bukkalen Füllungen erkannt werden.

Bei den makroskopischen klinischen Untersuchungen war die Abhängigkeit des Randbruches von der Kavitätenlokalisation bereits nach einem Monat zu sehen. Im Laufe des Versuches wurde dieser Unterschied immer deutlicher. Die Größe der Randfehler und des Unterschieds zwischen okklusalen und bukkalen Füllungen war also abhängig von der Liegedauer. Mikroskopische Untersuchungen bestätigten das verschiedene Verhalten der Füllungen.

Statistisch erfaßbar wurden diese Unterschiede auch hier durch die standardisierte Auswertung von Fotografien. In einer Skala von 1 - 5 weisen die okklusalen Füllungen mit einem durchschnittlichen Wert von 4,4 bei Kunststoffzähnen und 2,0 bei Keramikzähnen deutlich schlechtere Eigenschaften auf als die bukkalen Füllungen mit einem durchschnittlichen Wert von 1,8 bei Kunststoffzähnen und 1,7 bei Keramikzähnen.

Genauere elektronenmikroskopische Untersuchungen an Sägeschnitten ermöglichten exakte Angaben über die Spaltbreiten in okklusalen und bukkalen Füllungen. Die Spaltbreiten waren bis zu einer Tiefe von ca. 200 µm signifikant unterschiedlich. Bei den okklusalen Füllungen verjüngt sich der Randspalt keilförmig von ca. 10 µm Breite an der Oberfläche bis auf weniger als 2 µm Breite in 200 µm Spalttiefe. Bei bukkalen Füllungen hat der Füllungsspalt keine so deutliche Keilform wie bei okklusalen und ist generell schmaler. Die Spaltbreiten betragen bukkal bei Amalgam B nur ca. 2 µm an der Oberfläche und ca. 1 µm in der Tiefe und bei Amalgam A ca. 3 - 4 µm an der Oberfläche und ca. 2 µm in 200 µm Spalttiefe.

Die bukkalen Amalgamfüllungen weisen also bei der makroskopischen, lichtmikroskopischen, fotografischen und elektronenmikroskopischen Auswertung deutlich bessere Ergebnisse auf als okklusale Füllungen. Leider sind in der Literatur nur wenige Untersuchungen über bukkale Füllungen und vor allem ihrem Vergleich mit okklusalen Füllungen vorhanden.

Hunkirchen (1969) untersuchte 243 approximale und 36 bukkale Amalgamfüllungen, die in der Bonner Universitätsklinik gelegt worden waren, makroskopisch vor allem mit Hilfe einer zahnärztlichen Sonde. Zusätzlich betrachtete er 163 approximale und 18 bukkale alio loco gelegte Amalgamfüllungen makroskopisch mit einer Sonde und mikroskopisch als Schnittpräparat. Bei seinen Ergebnissen entsprachen die bukkalen Amalgamfüllungen in etwa den approximalen Füllungen, wobei die erstgenannten tendentiell etwas besser waren. Die geringe Anzahl von bukkalen Füllungen wird in der Arbeit von Hunkirchen darauf zurückgeführt, daß vielfach bukkale Kavitäten mit Silikatzement oder Kunststoff versorgt werden würden. Dies mag wohl der Hauptgrund sein, warum sich in der Literatur nur relativ wenige Veröffentlichungen mit bukkalen Amalgamfüllungen beschäftigen.

Mahler und Marantz (1980a, 1980b) sind der Meinung, daß die Kavitätenklasse und -größe keinen Einfluß auf das Randbruchverhalten von Amalgamfüllungen hätten. Lediglich der Zahntyp hätte geringen Einfluß, wobei in Molaren mehr Randbrüche zu verzeichnen seien als in Prämolaren und die Prämolaren im Unterkiefer wiederum weniger Randbruch aufwiesen als im Oberkiefer.

Die Aussagen von Mahler und Marantz (1980a, 1980b) stehen im klaren Widerspruch zu den Ergebnissen dieser Arbeit. Wie kommt es dazu?

Der Widerspruch läßt sich bei genauerem Studium der Arbeiten von Mahler und Marantz leicht lösen, da diese zwar von keinem Unterschied zwischen verschiedenen Kavitätenklassen schreiben, in Wirklichkeit aber gar keine bukkalen Füllungen untersucht haben sondern nur okklusale und approximale Füllungen.

Die verschiedenen Kavitätenarten wurden nach Black (1895) in fünf Klassen eingeteilt. Amalgamfüllungen werden nur in Kavitäten der Klassen 1, 2 und 5 gelegt (Gainsford, 1983, Pilz et al., 1980, Sauerwein, 1976). Mahler und Marantz

untersuchten nur die Klassen 1 und 2, in der hier vorliegenden Arbeit wurden Kavitäten der Klassen 1 und 5 untersucht.

Wie unterschiedlich Kavitäten der Klassen 1 und 5 zu bewerten sind, zeigt auch eine Arbeit von Reese et al. (1983). Diese Autoren legten bewußt Amalgamfüllungen nur in Kavitäten der Black-Klasse 5, um mechanische Faktoren auszuschließen und nur den Effekt des Mundmilieus auf das Amalgam zu untersuchen. Während Forsten und Kallio (1976) bewußt den mechanischen Einfluß auf Kosten des Korrosionseinflusses verstärkten, haben Reese et al. versucht, den mechanischen Einfluß zugunsten des Korrosionseinflusses durch Untersuchungen an bukkalen Füllungen zu vermindern. Die nicht der Abrasion und den mechanischen Kräften beim Kauvorgang direkt ausgesetzten bukkalen Füllungen werden von diesen Autoren also ganz anders bewertet als okklusale Füllungen. Die Füllungen wurden später wieder entfernt und anschließend elektronenmikroskopisch untersucht. Es fiel bei rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen und wellenlängendispersiven Verfahren mit Röntgenstrahlen bei Füllungen mit einer Tragezeit von 14 Monaten auf, daß nur wenig oder gar keine Korrosion an den Amalgamfüllungen stattgefunden hatte. Reese et al. vergleichen ihr Ergebnis mit ähnlichen Untersuchungen an okklusalen Füllungen nach gleichlangen Zeiträumen. Bei okklusalen Füllungen wird dabei von deutlich stärkerer Korrosion berichtet. Reese et al. kommen deshalb zu dem Schluß, daß mechanische Kräfte wohl eine wichtige Rolle bei der Korrosion von zahnärztlichen Amalgamen spielen.

Wie stark ist nun der Effekt der Kavitätenlokalisation auf den Randbruch im Vergleich zum Einfluß der in dieser Arbeit gebrauchten Prothesenzahnmaterialien?

Die statistische Auswertung der fotografischen Untersuchungen der Füllungen nach sechs Monaten gibt eine Antwort.

Der Unterschied zwischen okklusalen Amalgamfüllungen in Kunststoffzähnen und in Keramikzähnen ist groß. Die Füllungen in den Kunststoffzähnen erhielten eine sehr schlechte Bewertung mit durchschnittlich 4,4 auf der Skala von 1 - 5 und die Füllungen in den Keramikzähnen eine gute Beurteilung mit durchschnittlich 2,0. Der Unterschied zwischen bukkalen Amalgamfüllungen in Kunststoffzähnen mit einer durchschnittlichen Bewertung von 1,8 und in Keramikzähnen mit einem Durchschnittswert von 1,7 ist dagegen äußerst gering und nicht signifikant.

Die bei Amalgamfüllungen in Kunststoffzähnen für das gehäufte Auftreten von Randbrüchen verantwortlich gemachten mechanischen Einflüsse werden durch die bukkale Lage offensichtlich so stark herabgesetzt, daß der Unterschied zwischen Kunststoff und Keramik bukkal nur noch minimal und statistisch nicht mehr signifikant ist. Dies steht in guter Übereinstimmung mit der Arbeit von Reese et al. (1983), die acht verschiedene handelsübliche Amalgame in bukkale Füllungen legten. Obwohl sie auch γ_2-haltige und γ_2-freie Amalgame benutzten, war kaum eine oder gar keine Korrosion bei den Amalgamen zu erkennen.

Mechanische Einflüsse spielen also für Randbruch und Korrosion eine erhebliche Rolle. Bei der Summation der schlechten Eigenschaften von Kunststoffzähnen und der ungünstigen okklusalen Lage erhält man deshalb die schlechtesten Werte für das Randverhalten (4,4); bei Summation der guten Eigenschaften von Keramikzähnen und der günstigen bukkalen Lage erhält man die besten Werte für das Randverhalten (1,7). Insgesamt spielt in dieser Arbeit die Füllungslokalisation - also die Kavitätenklasse - eine größere Rolle als das Prothesenzahnmaterial. Die okklusalen Füllungen erreichen nämlich sowohl in Keramik als auch in Kunststoff nie so gute Werte wie die bukkalen Füllungen, egal ob sie in Kunststoff- oder Keramikzähnen gelegt worden sind.

Neben den verschiedenen Prothesenzahnmaterialien und verschiedenen Kavitätenklassen wurden auch verschiedene Amalgamlegierungen benutzt. Es wurde ein konventionelles γ_2-haltiges Amalgam A mit einem experimentellen γ_2-freien Amalgam B und einem experimentellen Amalgam C mit Zusatz von 7 % lamellarem Kupfer verglichen.

In jeder Veröffentlichung, die sich mit γ_2-freien Amalgamen beschäftigt, werden dessen bessere physikalisch-technische Werte hervorgehoben. (Bates und Douglas, 1980; Boyer und Torney, 1979; Castagnola et al., 1979; Clajus, 1982; Craig, 1980; Damm und Schubert, 1982; Dermann, 1978; Dermann, 1979; Eichner, 1981; Espevik, 1977; Forsten und Kallio, 1976; Gainsford, 1983; Gale und Osborne, 1980; Gjerdet und Espevik, 1978; Jørgensen, 1974; Jørgensen, 1977; Jørgensen und Saito, 1970; Kropp, 1976; Letzel et al., 1978; Letzel und Vrijhoef, 1981; Letzel und Vrijhoef, 1982; Mahler et al., 1970; Mahler et al., 1973; Mahler und Marantz, 1980a; Mahler und Marantz, 1980b; Mjör und Espevik, 1980; Motsch, 1981; Osborne, 1978; Pilz et al., 1980; Roulet, 1982; Sauerwein, 1976; Smith et al., 1978; Stachniss und Motsch, 1980; Vrijhoef und Driessens, 1974; Vrijhoef et al., 1975; Wirz et al., 1978)

Insbesondere die bessere Korrosionsbeständigkeit und die niedrigeren Creep-Werte der γ_2-freien Amalgame im Vergleich mit den konventionellen γ_2-haltigen Amalgamen sollen sich auch in besseren klinischen Resultaten niederschlagen.

Bei dem verhältnismäßig kurzen Zeitraum von nur sechs Monaten konnten in dieser Arbeit zwischen den hier verwendeten drei Amalgamlegierungen weder bei den makroskopischen noch bei den lichtmikroskopischen und fotografischen Auswertungen signifikante Unterschiede festgestellt werden. Erst bei genaueren elektronenmikroskopischen Untersuchungen konnten signifikante Unterschiede zwischen dem konventionellen Amalgam A und dem γ_2-freien Amalgam B erkannt und statistisch erfaßt werden.

Die Unterschiede zwischen den drei verwendeten Amalgamlegierungen sind besser in Keramik- als in Kunststoffzähnen zu sehen. Der oben bereits beschriebene große mechanische Einfluß der Kunststoffzähne scheint den nach sechs Monaten noch sehr geringen Einfluß der Amalgamlegierungen zu überschatten. Größenordnungsmäßig ist zu beachten, daß der Unterschied zwischen den verschiedenen Prothesenzahnmaterialien bereits makroskopisch eindeutig erkannt werden kann, während der Unterschied zwischen den Amalgamlegierungen erst bei 300facher Vergrößerung deutlich wird. Der Keramikzahn mit den relativ geringeren mechanischen Einflüssen bringt die nach sechs Monaten noch sehr geringen Unterschiede zwischen den Füllungsmaterialien deshalb besser zum Vorschein.

Charakteristisch scheint für das konventionelle Amalgam A in Keramikzähnen die keilförmige Spaltbildung zu sein. Die keilförmige Spaltbildung durch marginales Abbiegen der Amalgamkante ist nach Jørgensen (1974, 1977) typisch für die Randveränderungen bei merkuroskopischer Expansion durch Nachamalgamierung infolge von Korrosion der γ_2-Phase. An der Oberfläche sind die Spaltbreiten mit 10 µm nach sechs Monaten Tragezeit allerdings noch so gering, daß sie klinisch nicht oder kaum sichtbar sind. Rasterlektronenmikroskopisch sind diese Randveränderungen aber an den Querschnitten gut zu erkennen. Das γ_2-freie Amalgam B zeigt nach sechs Monaten rasterelektronenmikroskopisch deutlich schmalere Spaltbreiten als das konventionelle Amalgam A. Insbesondere erreicht das Amalgam B bereits in deutlich geringerer Tiefe Spaltbreiten unter zwei µm als das Amalgam A.

Jørgensen (1977) konnte für die klinische Bewertung der Spaltbreiten ermitteln, daß erst ab einer Breite von 50 µm die Häufigkeit von Randkaries statistisch signifikant ansteigt. Die Festlegung einer kritischen Grenze für die Größe der marginalen Fraktur bei ca. 50 µm, unterhalb der die Gefahr für das Auftreten von Randkaries sehr gering ist, ist von beträchtlichem praktischen

Interesse, da nämlich Defekte dieser Größenordnung nach Jørgensen (1977) gerade noch bei einer sorgfältigen klinischen Untersuchung erfaßbar sind. Hunkirchen (1969) bezeichnete in seiner Arbeit Spalten zwischen 0 und 60 µm als sehr gut und zwischen 60 und 300 µm immer noch als gut! Albert (1971) berichtet über Messungen von Spaltbreiten und Spalttiefen von 264 Gußfüllungen und 249 Amalgamfüllungen, die sich bis zu 15 Jahre im Munde befanden. Die Auswertung dieser Messungen ergab ein Ansteigen der mittleren okklusalen Spaltbreiten im Laufe von 0 bis 15 Jahren bei Amalgamfüllungen von 21,38 µm auf 519,56 µm (0,5 mm!) und ein Ansteigen der mittleren Spalttiefen von 7,8 µm auf 253 µm.
Im Vergleich mit diesen Arbeiten muß bei einer Bewertung von Spaltbreiten in der Größenordnung von ca. 10 µm also schon sehr genau gearbeitet werden. Dies ist durch die Arbeit an herausnehmbaren Prothesen bei dauernder Mikroskopkontrolle aber auch gut möglich. Wie die Abbildungen vom Kavitätenboden und der Kavitätenwand in mittlerer Tiefe (Abb. 33, 34) beweisen, ist bei exakter Amalgamverarbeitung ein Randspalt von nahezu 0 µm zu erreichen. Dann ist die Bildung von Spaltbreiten in der Größe von ca. 10 µm nach sechs Monaten schon eine - wenn auch schwer zu messende - signifikante Veränderung.

Durch exaktes Arbeiten beim Legen und Kontrollieren der Füllungen ist es also möglich, auch deutlich geringere Veränderungen im Randbereich von Amalgamfüllungen zu beurteilen, als es bisher in der Literatur üblich war. Nur dadurch ist es zu erreichen, bereits nach sechs Monaten Unterschiede zwischen Amalgamfüllungen zu erfassen, die sich klinisch in noch absolut einwandfreiem Zustand befanden. Man kann mit diesem Verfahren also werkstoffkundliche Unterschiede aufweisen, bevor diese Unterschiede klinisch erfaßbar werden. Dadurch kann insbesondere die Versuchsdauer im Vergleich zu anderen Arbeiten drastisch vermindert werden.

Die Stärke der Rasterelektronenmikroskopie ist neben der äußerst hohen Abbildungsgenauigkeit ihre Vielseitigkeit. So konnte mit Hilfe der Rasterelektronenmikroskopie beim Amalgam C nachgewiesen werden, daß die lamellaren Kupferpartikel überhaupt nicht an der Amalgamierung teilgenommen haben. Diese erstaunliche Tatsache konnte mit den anderen - im Vergleich zur Elektronenmikroskopie relativ groben - Untersuchungsmethoden nicht festgestellt werden.

Die Erklärung für dieses eigenartige Verhalten der Kupferpartikel könnte die relativ hohe Oxidationsbereitschaft des Elementes Kupfer sein. Es wäre denkbar, daß die Kupferpartikel schon vor Gebrauch im Vorratsbehälter oxidiert waren. Die gebildete Oxidschicht hätte dann die Oberflächen der Kupferpartikel passiviert und die Amalgamierung verhindert. Castagnola et al. (1979) und Wirz et al. (1978) weisen bei den γ_2-freien Amalgamen gesondert auf den erhöhten Anteil an Kupfer und der damit gesteigerten Oxidationsbereitschaft der Feilung hin. Die Lagerfähigkeit sei dadurch beschränkt. Aus diesem Grunde biete nach Aussage dieser Autoren ein Hersteller das Produkt vakuumverpackt an.

Ein weiteres interessantes Ergebnis der Elektronenmikroskopie betrifft die Morphologie der Kupferpartikel. Lamellare Kupferteile wie in Amalgam C können die Adaptation des Füllungsmaterials an die Kavitätenwand stören. Die Abbildungen 20 und 21 zeigen dies sehr gut. Die Ag-Cu-Kugeln stören an keiner Stelle die Adaptation. Aus morphologischen Überlegungen heraus ist also der Zusatz von kugelförmigen Füllungspartikeln dem Einsatz von lamellaren Partikeln vorzuziehen.

Welche Konsequenzen ergeben sich nun aus dieser Arbeit für weitere werkstoffkundliche Forschungen?

Die hier entwickelte klinische Prüfung des Randbruchverhaltens von Amalgamfüllungen in Prothesenzähnen ist in der Lage, viele verschiedene werkstoffkundliche Fragen zu beantworten. Entscheidend scheint die entwickelte Präpa-

rationstechnik in Keramikzähnen und die Auswertung mit Hilfe der Rasterelektronenmikroskopie an durchgesägten Zähnen zu sein.

Folgende werkstoffkundliche Probleme könnten mit der hier entwickelten Methodik noch weiter untersucht werden:

a) Abhängigkeit des Randbruchverhaltens der Amalgamfüllungen von der Kavitätengestaltung

b) Abhängigkeit des Randbruchverhaltens der Amalgamfüllungen von den Kavitätenklassen

c) Abhängigkeit des Randbruchverhaltens der Amalgamfüllungen von den gebrauchten Amalgamlegierungen

d) Abhängigkeit des Randbruchverhaltens der Amalgamfüllungen von verschiedenen Kondensationstechniken

e) Abhängigkeit des Randbruchverhaltens der Amalgamfüllungen von verschiedenen Politurtechniken

f) Abhängigkeit des Randbruchverhaltens der Amalgamfüllungen von der Liegedauer

g) Abhängigkeit des Randbruchverhaltens der Amalgamfüllungen von Patient und Zahnarzt

h) Die Ätiologie des Randbruchs von Amalgamfüllungen

i) Die Korrelation zwischen Labor- und Klinikeigenschaften bei modernen zahnärztlichen Amalgamen

Weiter eignet sich das hier entwickelte Verfahren als Voruntersuchung bei der Einführung neuer Amalgame.

Aufgrund der Erfahrungen dieser Arbeit scheint es vor allem angebracht zu sein, Untersuchungen mit längerer Liegedauer als sechs Monaten zu machen, um noch genauere Aussagen über das Langzeitverhalten von Amalgamfüllungen geben zu können. Bei allen Untersuchungen sollte ein Standardamalgam mitgeführt werden. Es bietet sich dazu das in dieser Arbeit verwendete Handelspräparat Amalgam A an.

Der große Vorteil bei der Arbeit mit Amalgamfüllungen in Prothesenzähnen ist die recht große Freiheit bei der Gestaltung der Füllungen, da jederzeit sowohl die Füllungen als auch die Zähne ausgetauscht werden können. Die Patienten werden insgesamt bei Arbeiten an Prothesenzähnen deutlich weniger belastet als bei Arbeiten an natürlichen Zähnen. Der klinische Bezug geht dennoch nicht verloren, da zum einen die physikalisch-technischen Werte des Keramikzahnes und des natürlichen Zahnes recht ähnlich sind und zum anderen die Amalgamfüllungen in Prothesenzähnen genauso den chemischen Einflüssen des Mundmilieus ausgesetzt werden wie im natürlichen Gebiß.

Das hier entwickelte Verfahren könnte ein Weg sein, den Dialog zwischen zahnärztlicher Klinik und werkstoffkundlichem Labor weiter zu vertiefen.

7 Zusammenfassung

Es wurde eine klinische Prüfung des Randbruchverhaltens von Amalgamfüllungen in Prothesenzähnen entwickelt.

In Vorversuchen wurde eine Präparationstechnik für Kavitäten in Keramikzähnen zusätzlich zu schon bekannten Präparationstechniken für Kavitäten in Kunststoffzähnen erarbeitet. Im klinischen Versuchsteil wurden drei verschiedene Amalgamlegierungen sechs Monate lang in Kunststoff- und Keramikzähnen und den Black'schen Kavitätenklassen 1 und 5 miteinander verglichen.

Die Auswertung erfolgte makroskopisch nach klinischen Kriterien, lichtmikroskopisch unter einem Stereo-Auflichtmikroskop und statistisch standardisiert aufgrund von Fotografien und rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen. In der Elektronenmikroskopie wurde mit emittierten Sekundärelektronen, rückgestreuten Elektronen und einem wellenlängendispersiven Verfahren gearbeitet.

Es konnte eine signifikante Abhängigkeit des Randbruchverhaltens der Amalgamfüllungen von der Kavitätenklasse, dem Prothesenzahnmaterial und der Amalgamlegierung bereits nach sechs Monaten Tragezeit festgestellt werden. Während die Unterschiede zwischen den Kavitätenklassen und den Prothesenzahnmaterialien schon makroskopisch zu erkennen waren, konnten zwischen den Amalgamlegierungen erst rasterelektronenmikroskopisch signifikante Unterschiede festgestellt werden. Das Randbruchverhalten weist eine deutliche Abhängigkeit von mechanischen Krafteinwirkungen und Korrosion auf.

Insgesamt hat sich das entwickelte Verfahren sehr gut bewährt. Mit dieser Methodik lassen sich noch viele weitere werkstoffkundliche Fragen klären.

8 Anhang

8.1 Einverständniserklärung

8.2 Einzelprotokoll

Westdeutsche Kieferklinik
Abt. für Zahnärztliche
Prothetik u. Defektprothetik
Direktor Prof. Dr. H. Böttger

Anlage 1

Einverständniserklärung

Im Rahmen einer wissenschaftlichen Arbeit werden Amalgamfüllungen in Prothesen eingesetzt.

Wir danken Ihnen für Ihre freundliche Erlaubnis, Amalgamfüllungen in Ihre Zahnprothese legen zu dürfen. Nach einer Tragezeit von 6 Monaten werden die mit Amalgamfüllungen versehenen Zähne durch endgültige, nicht gefüllte Zähne ersetzt.

Hiermit erklären Sie sich mit dieser Maßnahme einverstanden.

Düsseldorf, den..... .....

Unterschrift

Einzelprotokoll Anlage 2

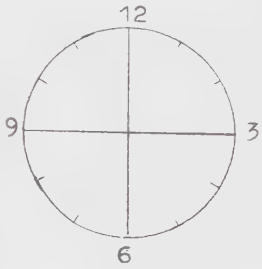
Patient: Behandler:

Zahn (Amalgam):

Randfehler	bukkal	okklusal
nach Fertigstellung		
1. Nachuntersuchung		
2. Nachuntersuchung		
3. Nachuntersuchung		

okklusal

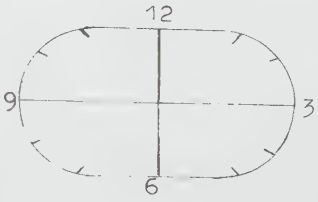
Foto der bukkalen Füllung



zervikal

vestibulär

Foto der okklusalen Füllung



oral

9 Literaturverzeichnis

1. Advokaat, J. G. A., Akerboom, H. B. M., Borgmeyer, P. J., Reenen, G. J. van : The Influence of the Preparation on Marginal Breakdown of Amalgam Restoration J. Dent. Res. 60, Spec. Iss. B (1981)

2. Albert, H.-M. : Spaltbreiten und -tiefen bei Amalgam- und Gußfüllungen Dtsch. zahnärztl. Z. 26, 672 - 676 (1971)

3. American Dental Association : Revised American Dental Association Specification No. 1 for Alloy for Dental Amalgam J. Amer. dent. Ass. 95, 614 - 617 (1977)

4. American Dental Association : Addendum to American National Standards Institute/American Dental Association Specification No. 1 for Alloy for Dental Amalgam J. Amer. dent. Ass. 100, 246 - 247 (1980)

5. Arzneimittelgesetz : Gesetz zur Neuordnung des Arzneimittelrechts Artikel 1: Gesetz über den Verkehr mit Arzneimitteln vom 24.08.76, BGBl. 1976 I S. 2445ff.

6. Bates, J. F., Douglas, W. H. : A Two-year Field Trial of a Disperse Phase Alloy Brit. dent. J. 149, 133 - 136 (1980)

7. Benedix, K.-P., Bock, J.-P. : Möglichkeiten zur Untersuchung von Füllungsmaterialien unter klinischen Bedingungen am Beispiel des Amalgams Med. dent. Diss. Düsseldorf (1982)

8. Black, G. V. : Physical Characters of the Human Teeth Dent. Cosm. 37, 553 (1895)

9. Black, G. V. : Physical Properties of Silver/Tin Amalgams Dent. Cosm. 38, 695 (1896)

10. Boyer, D. B., Torney, D. L. : Microleakage of Amalgam Restorations with High-Copper Content J. Amer. dent. Ass. 99, 199 - 202 (1979)

11. Castagnola, L., Wirz, J., Garberoglio, R. : Klinische und materialspezifische Aspekte herkömmlicher und gamma-2-freier Amalgame Zahnärztl. Prax. 12, 549 - 562 (1979)

12. Clajus, C. : Die neue Amalgamgeneration Bad Tooth, Inform. Blatt f. ZM a. d. Univ. Düsseldorf Nr. 15, 19 - 23 (1982)

13. Craig, R. G. : Restorative Dental Materials Sixth Edition The C. V. Mosby Company, St. Louis-Toronto-London (1980)

14. Cvar, J. F., Ryge, G. : Criteria for the Clinical Evaluation of Dental Restorative Materials U. S. Department of Health, Education, and Welfare, Washington D. C. (1971)

15. Damm, L., Schubert, F. : Scriptum zum Phantomkurs der Zahnerhaltungskunde Bad Tooth Clinic Scripten, Düsseldorf (1982)

16. Dermann, K. : Abbindeexpansion, Flow, Creep, Härteanstieg und Druckfestigkeit von Silberamalgamen mit hohem Kupfergehalt Dtsch. zahnärztl. Z. 33, 129 - 131 (1978)

17. Dermann, K. : Entwicklungstendenzen bei Dentalamalgamen Dtsch. zahnärztl. Z. 34, 395 - 397 (1979)

18. Eichner, K. : Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Bd. 1 u. 2 Dr. Alfred Hüthig Verlag, Heidelberg (1981)

19. Eichner, K., Viohl, J. : Klinische und werkstoffkundliche Untersuchungen von Füllungsmaterialien (Einführung) Dtsch. zahnärztl. Z. 26, 610 - 619 (1971)

20. Einfeld, H. : Die Amalgamfüllung Dtsch. zahnärztl. Z. 20, 552 (1965)

21. Espevik, S. : Creep of Dental Amalgam and its Phases Scand. J. Dent. Res. 85, 492 - 495 (1977)

22. Espevik, S., Mjör, I. A. : Degradation of Amalgam Restorations in Vivo American Society for Testing and Materials 316 - 327 (1979)

23. Fischer, C.-H. : Probleme der zahnärztlichen Füllungstherapie in Gegenwart und Zukunft
Dtsch. zahnärztl. Z. 17, 939 (1962)

24. Fischer, C.-H. : Die Amalgamfüllung
Dtsch. zahnärztl. Z. 20,
552 - 558 (1965)

25. Fischer, C.-H., Straßburg, M., Knolle, G. : Tests with a New Synthetic Filling Material
Int. Dent. J. 20, 670 - 689 (1970)

26. Forsten, L., Kallio, M.-L. : Marginal Fracture of Dental Amalgam
Scand. J. Dent. Res. 84,
430 - 433 (1976)

27. Gainsford, I. D. : Silberamalgam in der zahnärztlichen Praxis
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York (1983)

28. Gale, E. N., Osborne, J. W. : Clinical Performance of Amalgam as Predicted by Physical Property Tests
J. Dent. Res. 59, (1), 61 - 62 (1980)

29. Gebührenordnung für Zahnärzte (GOZ 13) : Bundesgesetzblatt vom 18.03.65, Teil 1, S. 123ff., Pos. 13

30. Gjerdet, N., Espevik, S. : Corrosion and Creep of Dental Amalgam
J. Dent. Res. 57 (1), 21 - 26 (1978)

31. Guthrow, C. E., Johnson, L. B., Lawless, K. R. : Corrosion of Dental Amalgam and its Component Phases
J. dent. Res. 46, 1372 - 1381 (1967)

32. Hoffmann-Axthelm, W. : Lexikon der Zahnmedizin
Buch- und Zeitschriftenverlag
"Die Quintessenz" Berlin (1978)

33. Horst, H. : Korrosionsversuche an zahnärztlichen Amalgamen unter besonderer Berücksichtigung der γ_2-Phase
Med. dent. Diss. Düsseldorf (1976)

34. Hunkirchen, M. : Die Veränderung des Randschlusses von Amalgamfüllungen in Abhängigkeit von ihrer Liegedauer
Dtsch. Zahnärzteblatt 22,
160 - 170 (1969)

35. Innes, D. B. K., Youdelis, W. V. : Dispersion Strengthened Amalgams
J. Canad. dent. Ass. 29,
587 (1963)

36. International Organisation for Standardization : Alloy for Dental Amalgam
ISO 1559 (1970)

37. International Organisation for Standardization : Alloy for Dental Amalgam
ISO 1559 (1978)

38. Jørgensen, K. D. : Füllungsmaterialien
Quintessenz, Nr. 5, 51 - 58
(1974)

39. Jørgensen, K. D. : Amalgame in der Zahnheilkunde
Carl Hanser Verlag, München,
Wien (1977)

40. Jørgensen, K. D., Saito, T. : Structure and Corrosion of Dental Amalgams
Acta odont. scand. 28, 129 (1970)

41. Ketterl, W. : Präparationsmethoden für Kavitäten und Kronenstümpfe
Quintessenz Nr. 4, 67 - 69 (1974)

42. Körber, K. H. : Zahnärztliche Prothetik
Bd. 1 u. 2
Georg Thieme Verlag, Stuttgart
(1975)

43. Kropp, R. : γ_2-freies Amalgam - ein neuer Werkstoff für die Zahnerhaltungskunde
ZWR 85, Nr. 1, 23 - 26 (1976)

44. Leinfelder, K. F. : Methodological Aspects of Clinical Research
Trans. Int. Symp. Operat. Dent., University of Nijmegen (1975)

45. Leinfelder, K. F., Strickland, W. D., Wall, J. T., Taylor, D. F. : Burnished Amalgam Restorations: A Two-year Clinical Evaluation
Operative Dentistry 3, 2 - 8 (1978)

46. Leonhardt, H. : Histologie, Zytologie und Mikroanatomie des Menschen 5. Aufl.
Georg Thieme Verlag Stuttgart
(1977)

47. Letzel, H. : The Evaluation of the Clinical Behaviour of Dental Amalgam Alloys
Unveröffentlichtes Manuskript
Universität Nijmegen

48. Letzel, H., Aardenung, C. J., Fick, J. M., van Leusen, J. Vrijhoef, M. M. A : Tarnish, Corrosion, Marginal Fracture and Creep of Amalgam Restorations: A Two-Year Clinical Study
Operative Dent. 3, 82 - 91 (1978)

49. Letzel, H., Vrijhoef, M. M. A : Long-term Performance of Amalgam Restorations
J. Dent. Res. 60, 630 (1981)

50. Letzel, H., Vrijhoef, M. M. A. : Survival Rates of Dental Amalgam Restorations IADR - General Session, New Orleans, LA, USA, 18. - 21.März 1982

51. Mahler, D. B., Terkla, L. G., Eysden, J. van, Reisbick, M. H. : Marginal Fracture vs Mechanical Properties of Amalgam J. Dent. Res. 49, 1452 - 1457 (1970)

52. Mahler, D. B., Terkla, L. G., Eysden, J. van : Marginal Fracture of Amalgam Restorations J. Dent. Res. 52, 823 - 827 (1973)

53. Mahler, D. B., Marantz, R. L. : Clinical Assessments of Dental Amalgam Restorations Int. Dent. J. 30, Heft 4, 327 - 334 (1980 a)

54. Mahler, D.B., Marantz, R. L. : Marginal Fracture of Amalgam: Effect of Type of Tooth and Restoration Class and Size J. Dent. Res. 59, 1497 - 1500 (1980 b)

55. Marxkors, R., Meiners, H. : Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde Karl Hanser Verlag, München, Wien (1978)

56. Mjör, I. A. : Placement and Replacement of Restorations Operative Dentistry 6, 49 - 54 (1981)

57. Mjör, I. A., Espevik, S. : Assessment of Variables in Clinical Studies of Amalgam Restorations J. Dent. Res. 59, 1511 - 1515 (1980)

58. Mjör, I. A., Haugen, E. : Clinical Evaluation of Amalgam Restorations
Scand. J. Dent. Res. 84, 333 - 337 (1976)

59. Motsch, A. : Die Gestaltung der Kaufläche einer Amalgamfüllung
Dtsch. zahnärztl. Z. 35, 469 - 473 (1980)

60. Motsch, A. : Die Amalgamfüllung
Vortrag im Karl-Häupl-Institut, Düsseldorf (1981)

61. Motsch, A., Schreiber, S. : Kritische Untersuchungen der klassischen Präparationsregeln mit Hilfe spannungsoptischer Verfahren
Dtsch. zahnärztl. Z. 23, 171 (1968)

62. Normenausschuß Dental im DIN : Dentalwerkstoffe
Legierungen zum Herstellen von Amalgam
DIN 13904 Teil 1 (1981)

63. Osborne, J. W. : Clinical Performance and Physical Properties of Twelve Amalgam Alloys
J. Dent. Res. 57, 983 - 988 (1978)

64. Overdiek, H. F. : Können sich Amalgamfüllungen gesundheitsschädlich auswirken?
Zahnärztliche Rundschau 71, 99 (1962)

65. Pantke, H. : Fehler in der Präparationstechnik
Zahnärztliche Welt, Sonderheft (1973)

66. Pilz, W., Plathner, C. H., Taatz, H. : Grundlagen der Kariologie und Endodontie 3. Auflage Carl Hanser Verlag, München Wien (1980)

67. Pohling, W. : Experimentelle Untersuchungen von Kunststoffzähnen und Kunststoffen für Kronen- und Brückenverkleidung Med. Diss. FU Berlin (1965)

68. Powell, G. L., Nicholls, J. I., Molvar, M. P. : Influence of Matrix Bands, Dehydration, and Amalgam Condensation on Deformation of Teeth Operative Dentistry 5, 95 - 101 (1980)

69. Reese, S. B., Warfield, D., Marek, M. : In vivo Corrosion of Dental Amalgam J. Dent. Res. 62, Abstract 180, März 1983

70. Rehberg, H. J. : Aufgaben der Kommission für Werkstoffkunde und -prüfung Dtsch. zahnärztl. Z. 24, 765 (1969)

71. Rehberg, H. J. : Gedanken, Vorschläge und kritische Bemerkungen zu den FDI-Spezifikationen Zahnärztl. Mitt. 57, 164 (1977)

72. Rehberg, H. J. : Persönliche Mitteilungen

73. Rehberg, H. J., Gramberg, U. : Trituration and Creep Journal of Biomedical Materials Research 13, 833 - 842 (1979)

74. Reimer L., Pfefferkorn, G. : Raster-Elektronenmikroskopie Springer Verlag, Berlin Heidelberg New York (1973)

75. Riethe, P. : Die Verarbeitung der plastischen Füllungsmaterialien
Praxis der Zahnheilkunde Bd. 1
Verlag Urban und Schwarzenberg (1968)

76. Riethe, P. : Die Quintessenz der Amalgamanwendung
Buch- und Zeitschriftenverlag "Die Quintessenz" Berlin (1971)

77. Riethe, P. : Die Indikation zur Amalgamanwendung und die Bedeutung der Kavitätenpräparation
Dtsch. zahnärztl. Z. 35, 462 - 468 (1980)

78. Rifi, R. : Untersuchungen an Amalgamfüllungen extrahierter Zähne
Med. dent. Diss. FU Berlin (1980)

79. Roulet, J. F. : Plastische Füllungstherapie im Seitenzahnbereich
Der Freie Zahnarzt 26, Heft 6, 79 - 90 (1982)

80. Rümann, F. : Komposits als Amalgamersatz - klinische und experimentelle Resultate
Quintessenz Nr. 3, 133 - 138 (1980)

81. Sander A., Köbner, H. E., Scholl H.-O. : Arzneimittelrecht - Kommentar zum Arzneimittelgesetz
Loseblattwerk, hier: Tz 28 zu § 2 Abs. 2 Nr. 2, Lieferung Oktober 1978

82. Sauerwein, E. : Zahnerhaltungskunde
Georg Thieme Verlag, Stuttgart (1976)

83. Seiler, H. : Abbildung von Oberflächen mit Elektronen, Ionen und Röntgenstrahlen
Bibliographisches Institut, Mannheim (1968)

84. Smith, G. A., Wilson, N. H. F., Combe, E. C. : Microleakage of Conventional and Ternary Amalgam Restorations in vitro
Brit. Dent. J. 144, 69 - 73 (1978)

85. Souder, W. : Measurement and Application of Certain Physical Properties of Dental Amalgam
J. Dent. Res. 7, 173 - 188 (1927)

86. Stachniss, V. : Die Politur der Amalgamfüllung
Dtsch. zahnärztl. Z. 35, 474 - 478 (1980)

87. Stachniss, V., Motsch, A. : Die mehrflächige Amalgamfüllung
Zahnärztl. Mitt. Heft 17, 1108 - 1114 (1980)

88. Straßburg, M., Schübel, F. : Generalisierte allergische Reaktion durch Silberamalgamfüllungen
Dtsch. zahnärztl. Z. 22, 3 - 9 (1967)

89. Viohl, J. : Labortestmethoden und FDI-Spezifikationen
Dtsch. zahnärztl. Z. 26, 290 (1971)

90. Vrijhoef, M. M. A., Driessens, F. C. M. : On the Static Creep of Dental Amalgam
J. Dent. Res. 53, 1138 - 1144 (1974)

91. Vrijhoef, M. M. A., Scharschmidt, J. Rehberg, H. J. : Zusammenhang zwischen der Mikrostruktur und dem Creep von Amalgamen
Dtsch. zahnärztl. Z. 30, 602 - 605 (1975)

92. Wagner, E. : Beitrag zur Klärung des Korrosionsverhaltens der Silber-Zinn-Amalgame
Dtsch. zahnärztl. Z. 17, 99 - 105 (1962)

93. Wannenmacher, E. : Die Füllungstherapie
Dtsch. zahnärztl. Z. 20, 514 - 521 (1965)

94. Wirz, J., Mazenauer, B., Castagnola, L. : Gamma-2-freie Amalgame: Einfluß der Verarbeitungstechnik (Trituration) auf die physikalischen Testwerte
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 88, Nr. 4, 403 - 416 (1978)

95. Witzel, A. : Das Füllen der Zähne mit Amalgam
Berlin (1899)

Die vorliegenden Untersuchungen wurden auf Anregung von Herrn Prof. Dr. med. dent. Hans-Joachim Rehberg durchgeführt. Wir danken ihm für die Überlassung dieses herausfordernden Themas und seine verständnisvolle Unterstützung in vielen Fragen. Sein fachlicher Rat und seine Diskussionsfreudigkeit in allen anstehenden Problemen waren uns eine große Hilfe.

Herrn Prof. Dr. med. dent. Hermann Böttger danken wir für die Erlaubnis, unsere Untersuchungen an der prothetischen Abteilung der Westdeutschen Kieferklinik der Universität Düsseldorf durchführen zu können.

Den Herren Dipl.-Ing. Buchholz und Chemotechniker Kaisers des Labors von Dr. Scharschmidt der Bayer AG danken wir für ihre bereitwillige Mitarbeit bei der elektronenmikroskopischen Auswertung.

Den an den Untersuchungen beteiligten Patienten möchten wir an dieser Stelle ganz besonders danken.

Christian Clajus

Fred Schubert

Fred Schubert
In den Peschen 18
4100 Duisburg 14

Lebenslauf

10.02.59	Geburt in Köln als Sohn von Udo und Gisela Schubert, geb. Steifler
1965 - 68	Volksschule in Duisburg
1968 - 77	Gymnasien in Duisburg
13.06.77	Abitur am Krupp-Gymnasium in Duisburg-Rheinhausen
WS 77/78	Beginn des Studiums der Zahnmedizin an der Universität Düsseldorf
24.08.78	naturwissenschaftliche Vorprüfung in Zahnmedizin
07.10.78	Prüfung als Lehrer für Organisationslehre (Deutscher Stenografielehrerverband)
WS 78/79	Beginn des Studiums der Humanmedizin als Zweitstudium
01.04.80	zahnärztliche Vorprüfung
02.04.80	ärztliche Vorprüfung
13.04.81	Erster Abschnitt der ärztlichen Prüfung
seit Aug. 82	Lehrer für Fachkunde für Zahnarzthelferinnen an der Berufsschule in Moers
26.10.82	Zahnärztliche Prüfung
15.11.82	Bestallung als Zahnarzt
07.04.83	Zweiter Abschnitt der ärztlichen Prüfung
seit 25.04.83	Praktisches Jahr des Medizinstudiums an den Städtischen Krankenanstalten Krefeld, Akademisches Lehrkrankenhaus

Lebenslauf

Am 07.08.59 wurde ich, Christian Clajus, als ältester Sohn des Diplom-Ingenieurs Hans Clajus und seiner Ehefrau Inge, geb. Berg, in Düsseldorf geboren.

Von 1966 - 1968 besuchte ich dort die Volksschule und anschließend das Humboldt-Gymnasium. Nach einem Umzug nach Mettmann wechselte ich 1974 an das dortige Konrad-Heresbach-Gymnasium, wo ich am 14.06.77 die Reifeprüfung bestand.

Im Wintersemester 1977/78 begann ich in Düsseldorf mit dem Studium der Zahnmedizin, wo ich 1978 das Vorphysikum, 1980 das Physikum ablegte. Im Herbst 1982 bestand ich das Staatsexamen und erhielt die Bestallung als Zahnarzt.

Seit Januar 1983 leiste ich meinen Wehrdienst bei der Bundeswehr in Wittmund ab.

Druck und Verarbeitung: copy shop, darmstadt, tel. 21353